

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 31 - Juillet/Août 2018 - Numéro 4



Dossier

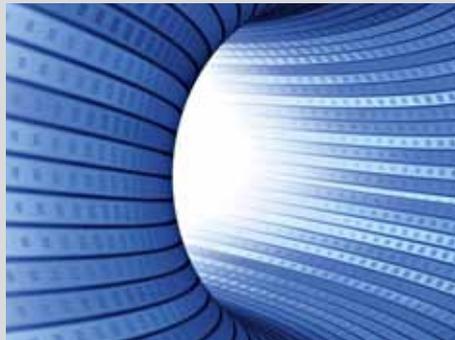
Communications
présentées
lors du congrès des
audioprothésistes
2018
2^{ème} partie



Recommandation de la SFORL
Actualisation des indications de l'implant
cochléaire chez l'adulte et chez l'enfant



Veille acouphènes
Philippe LURQUIN, Maud REAL,
François-René GAUCHET



Veille Technique
Les innovations des industriels



Actualités
Formations, congrès...

Colloque de la SFA

durant le congrès SFORL 2018

**Comprendre
dans le bruit**

► 8 OCTOBRE 2018
PALAIS DES CONGRÈS DE PARIS

Société
Française
d'Audiologie

ReSound GN

ReSound LiNX Quattro™

La solution rechargeable la plus avancée du marché



ReSound GN



QUALITÉ SONORE INÉGALÉE

- Nouvelle puce
- Bande passante étendue à **9,5 kHz**
- Dynamique d'entrée la plus élevée du marché à **116 dB**
- Réducteur de bruits impulsions



RECHARGEABILITÉ

- Nouveau chargeur lithium-ion
- **30h d'autonomie**
- **120h** avec le chargeur*
- Nomade
- Indicateurs visuels de charge
- **Mise en route automatique**



PERSONNALISATION MÊME À DISTANCE

- Application Smart 3D : **réglage discret** de l'aide auditive
- Service avant-gardiste d'ajustements **à distance** avec ReSound Assist.



CONNECTIVITÉS

- Large choix de **streamers audio** pour la télévision, la radio, le téléphone,...
- Les connectivités les plus **simples** d'utilisation et les plus **efficaces**.



3 Editorial

Paul AVAN



4 Interview

Stéphane LAURENT



7 Recommandation de la SFORL « Actualisation des indications de l'implant cochléaire chez l'adulte et chez l'enfant »

Société française d'oto-rhino-laryngologie et de chirurgie de la face et du cou

Avec la participation de la Société française d'audiologie et du

Collège National d'Audioprothèse



25 Dossier : Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2018

25 Corrélation des listes cochléaires de Lafon et SII par Aurical : Seuils d'audition au casque TDH-39 et aux inserts EAR 3A avec RECD

Quentin-Clément SNIATECKI

33 Concept : Approche Centrée sur le Patient (ACP). Enquête auprès des audioprothésistes français

Camille SOULES

39 Etude de l'influence du positionnement de la sonde en Mesure In Vivo et estimation de l'insertion optimale de cette dernière

Déborah TORDJMAN



47 Veille acouphènes

Vérification expérimentale des Avantages et Inconvénients des Bruits Ondulants dans la Thérapie Acoustique de l'Acouphène (T.R.T.)

Philippe LURQUIN, maud REAL, François-René GAUCHET



54 Veille technique

Les innovations des industriels

COCHLEAR, MED-EL, RESOUND, SIGNIA, STARKEY



69 Actualités

79 Annonces

Le Collège National d'Audioprothèse

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président François LE HER
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
francoisleher@orange.fr

Directeur de la publication et rédacteur

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

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

MBQ
Stéphanie BERTET
48 avenue Philippe Auguste
75011 Paris
Tél. 01 43 67 74 48
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités

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

Dépot Légal à date de parution

Juillet/Août 2018
Vol. 31 N°4
Imprimé par Simon Graphic -
Ornans

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



François LE HER Xavier RENARD Eric BIZAGUET Stéphane LAURENT Matthieu DEL RIO Christian RENARD Eric HANS Thomas ROY Frank LEFEVRE Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Charlotte BALET David COLIN Hervé BISCHOFF Jean-Jacques BLANCHET Xavier DEBRUILLE François DEJÉAN Jean-Baptiste DELANDE Xavier DELERCE STÉPHANE GALLEGO Stéphane GARNIER



Alexandre GAULT Grégory GERBAUD Céline GUEMAS Jehan GUTLEBEN Bernard HUGON Jérôme JILLIOT Yves LASRY Yoan NAHMANI Morgan POTIER Frédéric REMBAUD



Mathieu ROBIER Benoit ROY Philippe THIBAUT Jean-François VESSON Alain VINET Paul-Edouard WATERLOT

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Patrick ARTHAUD Jean-Claude AUDRY Geneviève BIZAGUET Daniel CHEVILLARD Ronald DE BOCK François DEGÔVE



Christine DAGAIN Charles ELCABACHE Robert FAGGIANO Francis FONTANEZ Maryvonne NICOT-MASSIAS Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto CARLE Léon DODELE Bruno LUCARELLI Philippe LURQUIN Leonardo MAGNELLI Philippe ESTOPPEY



Carlos MARTINEZ OSORIO Thierry RENGLLET Juan Martinez SAN JOSE Christoph SCHWOB Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

Dans ce numéro des Cahiers coexistent deux types d'analyse, tous deux tournés vers le futur de l'appareillage : améliorer les indications et les performances afin d'optimiser l'utilisation des outils que la technologie moderne met à notre disposition. Dans ce chapeau, la priorité va aux plus inexpérimentés, les auteurs de mémoires de fin d'études d'audioprothèse sélectionnés lors du congrès d'audioprothèse 2018. Quentin-Clément Sniatecki et Camille Soules ont fait honneur aux deux écoles récemment créées du Sud-Ouest, tandis que Deborah Tordjman porte le flambeau du CNAM de Paris. Leurs sujets tournent autour de thèmes importants, intelligibilité et précision des mesures, relation patient-audioprothésiste (a fortiori avec la mise en place du reste-à-charge zéro), validation des mesures in vivo. Ces travaux visent à améliorer et valider les pratiques professionnelles et garantir leur standard. Les auteurs du dossier construit sous l'égide de la SFORL et qui met à jour les recommandations concernant les indications de l'implant cochléaire, forment, au contraire, un aréopage de praticiens chevronnés. De la chirurgie aux réglages et à la rééducation, ils ont contribué à construire l'environnement de ce qui reste à l'heure actuelle l'intervention de référence pour une surdité bilatérale sévère et profonde. Etayées par une abondante littérature internationale fondamentale et clinique, vingt-six recommandations sont formulées, dont beaucoup montrent à quel point le champ d'applications de l'implant cochléaire s'est élargi ces quelques dernières années. Certaines pistes recommandées n'ont pas encore reçu l'autorisation d'indication de la HAS mais les auteurs du rapport ont eu la sagesse de préparer le terrain à la nouvelle donne que beaucoup anticipent.

Paul AVAN



Stéphane Laurent

Président d'honneur du Collège National d'Audioprothèse

Stéphane LAURENT

Audioprothésiste D.E.

Responsable
Pédagogique Ecole
J.-E. Bertin Fougères/
Rennes

Président d'honneur
du Collège National
d'Audioprothèse

Quels ont été les dossiers marquants que tu as rencontrés dans la fonction du président du Collège National d'Audioprothèse (CNA) ?

A l'évidence, plus que de dossiers, on parlera d'un contexte général de l'audioprothèse durant ces trois années passées. L'avant élection présidentielle, puis la promesse de campagne de Monsieur le Président de la République, Emmanuel MACRON, et l'amorce, précédemment, d'une réingénierie ont créé un certain climat, parfois anxiogène, dans toute la profession. Le CNA a malgré tout été impliqué dans ces travaux - qui ne sont pas achevés ! - tout en ayant à cœur de faire évoluer, en interne, son propre fonctionnement. On est plus que jamais dans une dynamique de changement mais avec un socle fort qu'il faut préserver. La défense des intérêts de la profession pour les malentendants c'est cela : innover sans faire du passé table rase !

Les thèmes qui t'intéressaient étaient liés à la formation et à l'enseignement. Quelles actions t'ont permis de mener la présidence du Collège ?

Outre la formation des maîtres de stage, que j'avais lancée avant la présidence, j'avais deux objectifs : professionnaliser l'EPU qui reste la plaque tournante de la formation continue de haut niveau des audioprothésistes et impulser la formation par le numérique. Mais, au-delà, le rôle du CNA peut parfois être discret et dévolu au dialogue entre les écoles, avec les syndicats et d'autres acteurs de la profession, toujours autour de l'enseignement et de la formation. Nous avons par ailleurs en 2017, avec l'aide de tous au CNA, entrepris un EPU avec l'aide d'une société d'organisation de congrès. Cela a permis de mieux gérer les questions logistiques et surtout favoriser les temps d'échanges entre les professionnels exposants et les audioprothésistes. Sur le plan technique, cela nous a également permis d'enregistrer les conférences qui seront disponibles sur le portail e-learning du CNA.

La recherche est un sujet qui impacte directement notre profession et la fait évoluer favorablement. Les étudiants y sont sensibilisés au cours de leurs études notamment en réalisant un mémoire de recherche. Que penses-tu de la formation par la recherche ?

J'y suis plus que jamais favorable. Et à ce titre l'EPU sur les pratiques fondées sur les preuves en était un jalon important. Un élément majeur de notre activité est la variabilité. Nous exerçons sur le vivant et sortir des « intuitions seules » nécessitera un lent mais profond changement d'état d'esprit. Il me semble que la recherche en audiologie prothétique en France concerne surtout les mémoires des étudiants. Ensuite, pour beaucoup d'audioprothésistes tout s'arrête, y compris dans la lecture d'articles scientifiques. Les lieux de stage sont dans ce contexte un point de rencontre intéressant. La recherche permet donc de ressentir cette variabilité et l'ordre de grandeur des bénéfices que l'on peut attendre d'un dispositif thérapeutique. Et, enfin, la méthode scientifique est un excellent exercice de rigueur.

A cet égard, quelles actions ont été menées par le CNA pour accompagner les maîtres de stage dans l'encadrement des étudiants ?

La formation des maîtres de stage est encore timide mais a été déployée au moins une fois dans la plupart des écoles. Pour y avoir participé personnellement à Fougères et à Paris, je persiste dans l'idée que les stages sont un moment de formation pour les étudiants certes, mais également pour les audioprothésistes qui, par le biais du mémoire, sont initiés à la recherche. Les étudiants constatent que leur recherche est inscrite dans la réalité de terrain, ils acquièrent le sens de la variabilité d'une personne à l'autre. Et, pour le maître de stage, c'est l'occasion de s'intéresser à la méthode scientifique, d'ouvrir sa pratique personnelle à d'autres notions tout en conservant son expérience bien sûr.

La formation doit être organisée durant toute la vie professionnelle. L'enseignement post universitaire y contribue. Quel EPU as-tu eu une satisfaction majeure ? Pour quelles raisons ?

J'ai été évidemment très satisfait de la fréquentation de l'EPU 2017 où nous avons rempli La Villette, grâce notamment à une organisation professionnelle rigoureuse. Mais évidemment je retiens à nouveau l'EPU 2016 sur les pratiques fondées sur les preuves.

Interview de Arnaud Coez



Certes ce sujet difficile a dérouté les audioprothésistes diplômés depuis quelques années, mais c'était mon rôle que d'aller vers des thématiques ardues à l'évidence, mais tellement porteuses de sens pour l'avenir. Quoiqu'en ait pensé beaucoup, ce sujet n'était pas déconnecté du terrain ni de la réalité, mais en proposait une vue différente, il fera écho je l'espère.

Quels sont les outils de formation professionnelle auxquels les audioprothésistes peuvent avoir accès pour continuer de se former après leurs études initiales ?

Qu'est ce que les cahiers de l'audition apportent à notre profession ?

En premier lieu, quels que soient les outils, je dirais qu'il faut avoir envie de se former, d'apprendre. Nous avons tous besoin, collectivement ou individuellement, de formation. Qu'elle soit fondamentale (psychoacoustique, neurosciences, etc.) ou appliquée (mesure in vivo, acoustique de l'embout par exemple), la formation continue conduit au final à ce que plus de patients soient appareillés certes, mais surtout que la majorité d'entre eux portent leurs aides auditives, adaptées de façon optimisée, tous les jours même à long terme. Cela paraît simple mais je suis persuadé que nous avons une marge de progression et qu'elle nécessite des connaissances approfondies dans de nombreux domaines.

Evidemment on parle beaucoup de formation par le biais du numérique, et j'y suis bien sûr favorable. Mais numérique ne signifie pas simplification des connaissances, l'accès en est simplement facilité. La lecture des Cahiers de l'Audition est d'un autre abord. Sa lecture tout au long de la carrière construit un socle de connaissances. Le format revue propose une ligne éditoriale et le lecteur, soit cible un article qui semble correspondre à un intérêt, soit parcourt l'ensemble et glane ici et là des idées, des points de vue ou des concepts inconnus de lui au départ. C'est probablement assez différent du numérique où le principe du moteur de recherche fait que l'on cible a priori un sujet en particulier, même si l'on découvre aussi des sujets au gré de la navigation. Rien d'inconciliable donc et, au contraire, une belle collaboration des contenus et des modalités d'accès à venir.

Au delà de la formation, sur quels dossiers le collège national d'audioprothèse a-t-il été consulté ? Quel a été son rôle ?

Cette question me permet d'évoquer le champ d'action et de réflexion du CNA et, puisque cela revient souvent dans les débats, ses actions communes avec l'UNSAF. Un collégien et a fortiori son président est d'abord un audioprothésiste et donc tout ce qui touche à l'audioprothèse le concerne. L'enseignement façonne les pratiques tout comme les pratiques à leur tour modèlent la manière d'enseigner. Les modalités d'exercice, le contexte global ont également un impact sur l'enseignement, le nombre d'écoles et d'étudiants admis. Tout cela pour dire que je n'ai pas vécu mon rôle de président du CNA comme strictement dédié à l'enseignement (même si c'est mon champ d'expérience et d'intérêt favori), ni à la politique et encore moins au syndicalisme mais tout simplement à ce que l'on nomme « la chose publique ». L'enseignement en audioprothèse voit toutes ses réformes venir des ministères publics, il est donc tout à fait normal de s'intéresser au contexte politique, en étroite collaboration avec d'autres instances de la profession, notamment syndicales. Il y eut donc de nombreux dossiers sur lesquels l'avis du CNA était requis.

Tu quittes la présidence du Collège.

Quels nouveaux objectifs t'es-tu fixés pour l'avenir ?

Je vais poursuivre la création du e-learning. C'est un défi pédagogique et organisationnel pour le CNA mais c'est intéressant de mettre en musique un enseignement sur un nouveau support, avec une dose d'interactivité qui permettra de mieux cerner les souhaits des audioprothésistes. Enfin, se profile la réingénierie du Diplôme d'Etat qui nécessitera un travail pour bon nombre de membres du CNA impliqués dans les écoles. Ce sera à nouveau l'occasion de parler de pédagogie autour de l'audioprothèse, ce qui ne va pas sans considérer la pratique, le contexte de remboursement, qui impactent évidemment la profession de demain.



www.rexton.com
www.biotone.fr

*LA BEAUTÉ DU SON,
UNE LEÇON DE BEAUTÉ*

RexTón est une marque d'Instituto Sivantos GmbH



TRUCORE 6^c

Pour une écoute plus naturelle et confortable.

Chargeur Smart Li-ion Power

Smart Li-ion Power

Stellar Li 6C

Recommandations < pour la pratique clinique

Indications de l'implant cochléaire
chez l'adulte et chez l'enfant



Recommandation de la SFORL « Actualisation des indications de l'implant cochléaire chez l'adulte et chez l'enfant »

Société française d'oto-rhino-laryngologie et de chirurgie de la face et du cou

Avec la participation de la Société Française d'Audiologie et du Collège National
d'Audioprothèse

Comité d'organisation

Pr Emmanuel Lescanne, ORL, Tours
Pr Natalie Loundon, ORL, Paris
Pr Stéphane Roman, ORL, Marseille
Pr Éric Truy, ORL, Lyon
Pr Vincent Couloigner, Dr Sophie Tronche,
Société française d'ORL et CFC

Groupe de travail

Présidents :

Pr Emmanuel Lescanne, ORL, Tours

Pr Natalie Loundon, ORL, Paris

Pr Stéphane Roman, ORL, Marseille

Pr Éric Truy, ORL, Lyon

Pascal Barone, chercheur, CNRS, Toulouse
Dr Joël Belmin, gériatre, Ivry-sur-Seine
Dr Catherine Blanchet, radiologue, Montpellier
Stéphanie Borel, orthophoniste, Tours
Pr Anne Charpiot, ORL, Strasbourg
Arnaud Coez, audioprothésiste, Paris
Pr Olivier Deguine, ORL, Toulouse
Dr Anne Farinetti, ORL, Marseille
Pr Benoît Godey, ORL, Rennes
Dr Diane S. Lazard, ORL, Paris
Dr Mathieu Marx, ORL, Toulouse
Dr Isabelle Mosnier, ORL, Paris
Dr Yann Nguyen, ORL, Paris
Dr Natacha Teissier, ORL, Paris
Dr Benoît Virole, psychologue, Paris

Les auteurs suivants : Catherine Blanchet, Arnaud Coez, Diane Lazard, Emmanuel Lescanne, Stéphane Roman, Natacha Teissier, Éric Truy ont déclaré des liens d'intérêt qui, après examen par la SFORL et en accord avec les directives de la Haute Autorité de santé (HAS), n'ont pas été considérés comme pouvant nuire à l'objectivité de leurs propos et donc comme incompatibles avec leur participation à la rédaction de ces recommandations.

Groupe de relecture

Pr Karine Aubry, ORL, Limoges
Pr Philippe Bordure, ORL, Nantes
Dr Didier Bouccara, ORL, Paris
Solveig Chapuis, orthophoniste, Lyon
Nadine Cochard, orthophoniste, Toulouse
Pr Françoise Denoyelle, ORL, Paris
Dr Arnaud Devèze, ORL, Marseille
Pr Naïma Deggouj, ORL, Bruxelles, Belgique
Dr Xavier Dubernard, ORL, Reims
Pr Valérie Franco, ORL, Bordeaux
Martial Franzoni, orthophoniste, Paris
Dr Pascale Henrion, ORL, Paris
Dr Ruben Hermann, ORL, Lyon
Aude de Lamaze, orthophoniste, Paris
Dr Yannick Lerosey, ORL, Rouen
Pr Michel Mondain, ORL, Montpellier
Pr Thierry Mom, ORL, Clermont-Ferrand
Pr Cécile Parietti-Winkler, ORL, Nancy
Isabelle Prang, orthophoniste, Paris
Dr Christine Pol, ORL, Le Kremlin-Bicêtre
Dr Christine Poncet-Wallet, ORL, Paris
Caroline Rebichon, psychologue, Paris
Dr Françoise Sterkers-Artières, ORL, Palavas-les-Flots
Pr Thierry Van den Abbeele, ORL, Paris
Pr Christophe Vincent, ORL, Lille

Méthodologie

Les recommandations proposées ont été classées en Grade A, B ou C selon un niveau de preuve scientifique décroissant, en accord avec le guide d'analyse de la littérature et de gradation des recommandations, publié par l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (Anaes, janvier 2000) (figure 12.1).

Cette
recommandation
est publiée dans
le Rapport
Surdités
Actualités
Innovations
Espoirs



CORRESPONDANCE ENTRE L'EVALUATION DE LA LITTÉRATURE ET LE GRADE DES RECOMMANDATIONS

(grille adaptée Score de Sackett)

Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature	Force des recommandations
TEXTE : Argumentaire	Recommandation
Niveau 1	
Essais comparatifs randomisés de forte puissance	Grade A
Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés	
Analyse de décision basée sur des études bien menées	Preuve scientifique établie
Niveau 2	
Essais comparatifs randomisés de faible puissance	Grade B
Etudes comparatives non randomisées bien menées	
Etudes de cohorte	Présomption scientifique
Niveau 3	
Etudes cas-témoins	
Essais comparatifs avec série historique	Grade C
Niveau 4	
Etudes comparatives comportant des biais importants	Faible niveau de preuve scientifique
Etudes rétrospectives	
Séries de cas	
Etudes épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale)	
Toute autre publication (cas report, avis d'expert, etc)	
Aucune publication	Accord professionnel *

Figure 12.1 : Correspondance entre l'évaluation de la littérature et le grade des recommandations (grille adaptée Score de Sackett).

Rappel des recommandations sur l'implant cochléaire de la Haute Autorité de santé (HAS, 2012)

Nous rappelons de manière fidèle le texte publié par la HAS en 2012 ; il est fortement recommandé de tenir compte de ce texte officiel face à un patient adulte ou enfant candidat à une éventuelle implantation cochléaire [1] (niveau de preuve 1).

Indications

Les implants cochléaires sont indiqués en cas de surdité neurosensorielle sévère à profonde bilatérale. L'implantation est le plus souvent unilatérale, mais une implantation bilatérale peut être indiquée.

Chez l'enfant

Âge de l'implantation

- Chez les sourds prélinguaux, l'implantation doit être la plus précoce possible. Une implantation précoce donne des résultats

sur la compréhension et la production du langage meilleurs et plus rapides qu'une implantation tardive.

- Au-delà de 5 ans, en cas de surdité congénitale profonde ou totale non évolutive, il n'y a d'indication (sauf cas particuliers) que si l'enfant a développé une appétence à la communication orale.
- Si l'enfant est entré dans une communication orale, il peut bénéficier d'une implantation quel que soit son âge. Les adultes jeunes sourds congénitaux peuvent être implantés.

Indications audiométriques de l'implantation

- Dans le cas d'une surdité profonde, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque le gain prothétique ne permet pas le développement du langage.
- Dans le cas d'une surdité sévère, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque la discrimination est inférieure ou égale à 50 % lors de la réalisation de tests d'audiométrie vocale adaptés à l'âge de l'enfant. Les tests doivent être pratiqués à 60 dB, en champ libre, avec des prothèses bien adaptées.
- En cas de fluctuations, une implantation cochléaire est indiquée lorsque les critères suscités sont atteints plusieurs fois par mois et/ou lorsque les fluctuations retentissent sur le langage de l'enfant.

Chez l'adulte

Âge de l'implantation

- Il n'y a pas de limite d'âge supérieure à l'implantation cochléaire chez l'adulte.
- Chez le sujet âgé, l'indication est posée après une évaluation psychocognitive.
- Il n'y a en général pas d'indication de primo-implantation chez l'adulte ayant une surdité prélinguale.

Indications audiométriques de l'implantation

- La discrimination est inférieure ou égale à 50 % lors de la réalisation de tests d'audiométrie vocale avec la liste de Fournier (ou équivalent). Les tests doivent être pratiqués à 60 dB, en champ libre, avec des prothèses bien adaptées.
- En cas de fluctuations, une implantation cochléaire est indiquée si le retentissement sur la communication est majeur.

Une implantation bilatérale peut être indiquée

Une implantation bilatérale peut être indiquée en cas de méningite bactérienne, de fracture du rocher bilatérale et devant toute autre cause de surdité risquant de s'accompagner à court terme d'une ossification cochléaire bilatérale. Il faut intervenir avant que l'ossification ne soit trop avancée.

Chez l'enfant

L'implantation intervient en cas :

- de surdité de perception bilatérale profonde, selon les modalités définies pour l'implantation unilatérale ;
- de syndrome d'Usher (affection héréditaire autosomique récessive associant des atteintes oculaires et auditives).

Chez un adulte porteur d'un implant cochléaire unilatéral

L'implantation intervient en cas de perte du bénéfice audioprothétique



du côté opposé provoquant des conséquences socioprofessionnelles ou une perte d'autonomie chez une personne âgée.

Résultats

Efficacité

- Chez l'enfant, une amélioration de l'audition est constatée sur les capacités auditives, les capacités langagières et la communication verbale. La progression sur ces critères est majeure dans les mois qui suivent l'implantation et se poursuit sur le long terme.
- Chez l'adulte, une amélioration significative de la compréhension du langage est observée après implantation cochléaire.

L'objectif de l'implantation bilatérale par rapport à l'implantation unilatérale est d'apporter une meilleure perception de la parole (en particulier dans un environnement bruyant) et une meilleure localisation sonore (binauralité).

Sécurité

Analysé sur plus de 2 000 patients, le taux de complications est faible (moins de 5 %). La complication la plus sévère recensée est la méningite bactérienne, pour laquelle des mesures prophylactiques ont été mises en place (vaccination antipneumococcique pré- et postopératoire). Les autres complications sont de gravité moindre (problèmes de lambeau cutané, migration des électrodes, parésie du nerf facial, etc.).

Résultats des réimplantations

Une réimplantation peut être indiquée en cas de dysfonctionnement de l'implant. Elle n'expose pas le patient à plus de complications que la primo-implantation. Les performances obtenues lors de la primo-implantation sont maintenues.

Perspectives

Stimulation électro-acoustique

L'existence d'une audition résiduelle chez des patients ayant une surdité neurosensorielle sévère à profonde permet une stimulation combinée électrique et acoustique sur la même oreille, favorisant la préservation de l'audition. Des études en cours devraient permettre d'objectiver le bénéfice de la stimulation combinée électrique et acoustique sur la même oreille.

Extension des indications

Des études comparatives bien menées sont encore nécessaires pour évaluer l'apport de l'implant chez les patients ayant une surdité moins sévère, ainsi que l'intérêt d'une implantation bilatérale dans des circonstances autres que celles recommandées.

Actualisation des indications de l'implant cochléaire

Spécificités de l'implantation cochléaire pédiatrique

Le groupe de travail a axé cette recommandation sur certains points d'actualité concernant l'implantation cochléaire : la binauralité, l'âge d'implantation et la fonction vestibulaire.

Implant bilatéral et précocité d'implantation

Le but de l'implantation bilatérale et précoce chez l'enfant est de permettre ou de restituer une audition binaurale.

La binauralité apporte une amélioration de l'audition : dans le silence, dans le bruit et un degré de fonction de localisation sonore. Le niveau de développement du langage oral chez un enfant sourd profond est corrélé à ses scores perceptifs avec implant cochléaire d'une part, et avec le niveau d'intégration scolaire d'autre part [2] (niveau de preuve 2). L'implantation bilatérale potentialise les résultats dans les différents domaines. Jacobs et al., en 2016, dans une étude prospective portant sur 49 enfants (18 implantations cochléaires [IC] bilatérale 31 IC unilatérales), comparaient les scores de perception de la parole dans le bruit, les scores de mémoire auditive et l'intelligence verbale. Les enfants ayant reçu un IC bilatéral étaient statistiquement meilleurs dans tous les domaines [3] (niveau de preuve 2).

Recommandation 1

Il est recommandé de proposer chez l'enfant ayant une surdité bilatérale sévère à profonde une implantation cochléaire bilatérale. (Grade B.)

La réalisation précoce des deux chirurgies, en particulier la première avant l'âge de 12 mois, permet d'optimiser les résultats sur la perception auditive et le langage oral. Le risque opératoire chez les nourrissons avant 12 mois est similaire aux enfants après 12 mois (étude réalisée sur 186 nourrissons avant 12 mois/2911 enfants implantés) [4] (niveau de preuve 2). Yang et al., dans une étude longitudinale, ont montré que, sur 55 enfants ayant reçu un IC avant 24 mois, le groupe des IC 7-12 mois a des meilleurs scores perceptifs et linguistiques à 24 mois que le groupe des IC 12-24 mois [5] (niveau de preuve 2).

Dettman et al., en 2007, dans une étude rétrospective comparant les résultats de 19 enfants ayant eu un IC bilatéral simultané avant 12 mois et ceux de 87 nourrissons ayant reçu leurs implants entre 12 et 24 mois, ont observé que les niveaux d'expression orale et de compréhension étaient significativement meilleurs dans le groupe précoce et qu'ils étaient dans la norme de développement des enfants entendants de leur âge [6] (niveau de preuve 4). Leur étude complémentaire, de 2016, sur les effets à long terme de l'implantation (implantation unilatérale, bilatérale ou bimodale) a confirmé les meilleurs scores de perception et de production linguistique et lexicale dans le groupe d'enfants implantés avant 12 mois [7] ; 64 % de ces enfants atteignaient un niveau de langage dans la norme avant l'entrée à l'école, alors que moins de 46 % de ces enfants atteignaient ces scores lorsqu'ils étaient implantés après l'âge de 12 mois [7] (niveau de preuve 4). De même, Tobey et al., en 2013, dans une étude prospective de 160 enfants implantés (99 ont reçu leur premier IC avant 30 mois et 62 enfants entre 30 mois et 5 ans), ont montré que le niveau de compréhension et d'expression linguistique (comprehensive assessment spoken language) des plus jeunes était meilleur dans le premier groupe que dans le second [8] (niveau de preuve 2).

May-Mederake et al., en 2012, comparaient le développement de la compréhension et de la production de la parole et du langage chez 28 enfants sourds implantés avant 24 mois selon l'âge à l'implantation. Le groupe qui avait les meilleurs scores avait reçu l'implant avant 12 mois [9] (niveau de preuve 2).

Dans une étude prospective menée par Colletti et al. en 2011, les différents résultats de compréhension et de la production du



langage étaient significativement meilleurs pour les 11 enfants opérés avant 12 mois par rapport aux 13 enfants implantés entre 12 et 23 mois et les 13 implantés entre 24 et 35 mois. Leur niveau de langage à 10 ans correspondait respectivement à un niveau de langage d'enfants de 9,5 ans, 8,3 ans et de 7,8 ans. Seul le premier groupe ne présentait pas de différence significative par rapport au niveau de langage normal [10] (niveau de preuve 2). Une étude plus récente par le même auteur a comparé les résultats à 4 ans d'une cohorte de 12 enfants implantés unilatéralement entre 2 et 6 mois, 9 enfants implantés entre 7 et 12 mois,

11 entre 13 et 18 mois, 13 entre 19 et 24 mois à 20 enfants ayant une audition normale. Il existe une différence significative en ce qui concerne la performance auditive au score CAP (category of auditory performance) et la répétition des phrases entre le groupe de moins de 6 mois et le groupe 6-12 mois, ainsi qu'avec chacun des autres groupes d'enfants implantés, alors qu'il n'existait pas de différence avec les enfants normo-entendants, tendant à suggérer que la grande précocité de l'implantation conditionne la normalité du niveau de langage [11] (niveau de preuve 2). L'auteur ne décrit pas, de surcroît, de complications opératoires pour le groupe d'enfants plus jeunes. Cependant, pour l'instant, il existe trop peu d'études évaluant les bénéfices d'une implantation avant 6 mois pour confirmer ces résultats.

Recommandation 2

En cas de surdité bilatérale profonde congénitale, il est recommandé de proposer une chirurgie d'implant avant 12 mois de vie. (Grade B.)

La chirurgie bilatérale simultanée ou séquentielle «rapprochée» est plus efficace pour restaurer une audition binaurale. Au niveau électrophysiologique, Easwar et al. ont observé que les tracés corticaux liés aux stimuli de parole dans le cas d'IC bilatéral simultané précoce, chez 16 nourrissons de moins de 24 mois, sont, à 4 ans de recul, équivalents à ceux d'enfants témoins, alors que cette normalisation n'est pas observée dans les implantations plus tardives [12] (niveau de preuve 2). Kral et al., en 2013, dans une revue de la littérature, ont montré qu'il existe une période sensible, ou période critique précoce de développement des aires cérébrales dédiées [13] (niveau de preuve 1). Gordon et al., en 2013, dans une étude comparant les résultats des potentiels corticaux chez 16 enfants ayant reçu un IC bilatéral séquentiel, 10 un IC bilatéral simultané, 8 en unilatéral, et 7 témoins, montrent que les tracés du cortex auditif obtenus ne sont pas latéralisés comme chez les entendants si la stimulation bilatérale a lieu après 18 mois [14] (niveau de preuve 1).

Sarant et al., en 2014, dans une étude rétrospective portant sur 91 enfants avec IC unilatéral (n = 24) ou bilatéral (n = 67) - implantation première avant 40 mois et seconde avant 6 ans - montraient qu'à 8 ans d'âge chronologique les niveaux de compréhension lexicale (Peabody) et d'expression orale étaient significativement meilleurs pour les enfants avec IC bilatéral [15] (niveau de preuve 4). L'âge au premier IC impactait aussi les résultats de niveau de langage, chaque année perdue dégradant de 17 à 19 % les scores de compréhension et d'expression du langage oral [15] (niveau de preuve 2).

La fonction de démasquage dans le bruit et de localisation spatiale reste variable selon l'histoire auditive, le délai entre les deux IC et l'âge au second implant [16, 17] (niveau de preuve 2). En cas d'IC bilatéral séquentiel tardif chez un enfant sourd profond congénital, le risque de non-utilisation est important, en particulier s'il n'y a

pas eu d'utilisation de la prothèse controlatérale (PCL) depuis de nombreuses années. Myhrum et al., en 2017, sur une étude comprenant 160 patients ayant eu un IC bilatéral séquentiel, montraient que plus le délai entre deux IC s'allongeait, plus le risque de résultat perceptif limité et de non-utilisation à moyen terme du second IC augmentait - sauf si existait un bénéfice de la PCL. Dans les IC séquentiels tardifs, le bénéfice le plus constant était celui de l'ombre de la tête [18] (niveau de preuve 2).

Reeder et al., en 2017, analysaient de façon prospective les résultats de 24 enfants sourds profonds ayant reçu un second IC avec un délai moyen de 9 ans. Les scores de perception dans le silence avec le second IC et avec les deux IC dans le bruit étaient dépendants du délai entre les deux IC [19] (niveau de preuve 4).

Recommandation 3

En cas d'implantation cochléaire bilatérale séquentielle chez un enfant sourd sévère à profond, il est recommandé de réduire le délai entre les deux implantations (Grade B), de préférence inférieur à 18 mois (Accord professionnel).

Dans le cas d'appareillage bimodal chez des patients ayant une audition résiduelle (IC + PCL), la perception de la parole dans le bruit permet de connaître l'efficacité de l'appareillage bimodal et de discuter l'indication d'un second IC. Choi et al., en 2017, ont comparé les résultats de 13 patients porteurs d'implants en bilatéral et de 19 enfants appareillés en bimodal. Les scores de perception de la parole pour les deux groupes sont similaires dans le silence avec 98 % de MLO (mots en liste ouverte), mais significativement moins bons dans le bruit (bruit à droite et gauche/voix en frontal) avec 48 % de MLO pour le premier groupe et de 31 % de MLO pour le second [20] (niveau de preuve 2).

Recommandation 4

Lors d'une implantation séquentielle, il est recommandé d'avoir un délai le plus court possible entre les deux implantations cochléaires s'il n'y a pas de bénéfice avec la prothèse controlatérale. (Grade B.)

Implant cochléaire et audition résiduelle

L'audition résiduelle ou surdité partielle (partial deafness [PD]) inclut les surdités définies par une audition normale ou un trouble léger-moyen sur les fréquences graves et moyennes et une surdité profonde sur les fréquences aiguës [21] (niveau de preuve 4), et les autres atteintes auditives quantifiables. Leigh et al. ont comparé les scores de perception de la parole (MLO mono- et dissyllabiques) de 62 enfants sourds moyens à profonds appareillés à ceux de 80 enfants sourds profonds implantés. Les enfants implantés avaient des scores comparables aux enfants ayant une surdité moyenne appareillée. Les enfants avec une surdité sévère appareillée avaient des scores inférieurs dans 75 % des cas à ceux des patients implantés [22] (niveau de preuve 2). Fitzpatrick et al. montraient, sur 11 enfants présentant en préopératoire une surdité sévère avec une intelligibilité de la parole > 30 %, une amélioration des scores d'intelligibilité significative avec implant dans la première année de recul [23] (niveau de preuve 4). Alors que la littérature suggère de meilleurs résultats sur la perception du langage chez les enfants implantés dans le cadre d'une surdité sévère par rapport à l'appareillage auditif, il peut être parfois difficile



de définir le seuil audiométrique à partir duquel l'implant semble préférable à l'appareillage. Les recommandations du groupe HEARING proposent que l'existence d'une audition résiduelle ne soit pas une contre-indication à l'implantation cochléaire de type électro-acoustique [24] (accord professionnel). Les résultats de l'intelligibilité de la parole avec appareils et le bilan orthophonique sur le niveau de langage constituent les examens clés pour identifier les candidats à l'implantation. Afin de révéler ces patients, certains auteurs recommandent une évaluation systématique de l'audition dans le bruit (bruit sous forme de pseudo-signal et avec un rapport signal sur bruit de +10 dB) [25] (niveau de preuve 4), ou encore des tests de reconnaissance de phrases dans le bruit [26] (niveau de preuve 2), [27] (niveau de preuve 4).

Les bons résultats post-implantation ne sont pas corrélés à la préservation de l'audition résiduelle [28] (niveau de preuve 1).

Wilson et al. ont évalué les scores CAP et SIR (speech intelligibility rating) dans une étude rétrospective sur 28 enfants d'âge moyen 6 ans, ayant une surdité partielle et implantés. Tous avaient une audition préservée en post-opératoire, des scores CAP améliorés dès 7 mois de recul et une SIR améliorée pour ceux ayant reçu un implant à un âge plus précoce [29] (niveau de preuve 4).

Recommandation 5

Il est recommandé, en cas d'audition résiduelle, d'inclure dès que possible les tests dans le bruit dans le bilan préimplant. (Grade C.) Il est recommandé pour les enfants équipés d'un implant cochléaire et d'une prothèse controlatérale d'évaluer dès que possible leur perception de la parole dans le bruit. (Accord professionnel.)

Évaluation de la fonction vestibulaire

Les atteintes vestibulaires sont significativement plus nombreuses chez l'enfant sourd que chez le normo-entendant. Ces atteintes représentent jusqu'à 50 % des enfants ayant une surdité profonde bilatérale [30, 31] (niveau de preuve 4). La chirurgie de l'implant cochléaire peut entraîner une modification de la fonction vestibulaire dans 0 % à 71 % des cas selon les séries. Ajalloueyan et al. ne retrouvaient pas de changement dans leur série de 27 enfants ; cependant, la totalité des examens, comprenant HIT (head impulse test) et épreuves caloriques, n'a pu être faite que sur un faible effectif ; seuls les potentiels évoqués otolithiques myogéniques (PEOM) ont été faits systématiquement. De plus, dans cette étude, les examens ont été faits avant l'activation de l'implant [32] (niveau de preuve 4). Pour Ebrahimi et al., les résultats vestibulaires obtenus chez 50 enfants sourds non implantés étaient statistiquement meilleurs que ceux observés chez 35 enfants sourds implantés [33] (niveau de preuve 4). Devroede et al. ont mis en évidence un taux de 69 % de dysfonction vestibulaire avant implantation controlatérale chez 26 enfants ayant eu un premier IC. Après le second implant, 37 % des patients ont présenté une altération vestibulaire du côté implanté. Les auteurs suggèrent une implantation séquentielle avec un bilan vestibulaire avant chaque implantation [34] (niveau de preuve 4). Jacot et al., en 2009, sur 71 enfants implantés, retrouvaient 71 % de modifications en post-implant avec une aréflexie dans 10 % des cas [35] (niveau de preuve 4).

Le risque d'atteinte vestibulaire bilatérale en cas de chirurgie bilatérale doit être pris en compte, et la chirurgie doit être la plus atraumatique possible, en particulier chez l'enfant n'ayant pas acquis l'âge de la marche.

Recommandation 6

Il est recommandé de réaliser un bilan vestibulaire avant chaque implantation cochléaire. (Grade C.)

Synthèse des aspects cognitifs et psychoaffectifs des implantations cochléaires pédiatriques

L'identification d'une surdité ne doit pas faire négliger la recherche d'autres atteintes associées. En effet, les études suggèrent que, chez 30 à 40 % des enfants présentant une surdité, il existe d'autres atteintes physiques ou neurodéveloppementales pouvant participer aux troubles de communication [36] (niveau de preuve 2). L'étude prospective menée par Ching et al. en 2013 incluant 451 enfants suivis pour surdité a démontré que les cinq éléments prédictifs d'un développement favorable du langage chez les enfants de 3 ans sont le sexe féminin, l'absence d'atteintes associées, une surdité peu sévère, le haut niveau d'éducation maternel et, chez les enfants implantés, l'âge de l'implantation [37] (niveau de preuve 1).

Surdité et troubles du comportement

Fitzpatrick et al., dans une étude rétrospective sur 785 enfants suivis pour surdité, ont identifié 17 enfants présentant un trouble du spectre autistique (TSA) ; cela correspond à 2,2 % des enfants sourds, soit une incidence deux fois plus importante que l'incidence de l'autisme isolé [38] (niveau de preuve 1) - 11 à 17/1000 des enfants de 8 ans aux États-Unis [39, 40] (niveau de preuve 2) ; 1/100 des enfants de 5 à 9 ans en Angleterre [41] (niveau de preuve 2). L'incidence des TSA était particulièrement plus élevée chez les enfants présentant une surdité liée à une pathologie de la grossesse (13,8 %) telle que l'infection congénitale par le cytomégalovirus (CMV). Ces enfants présentent de plus une plus forte incidence de pathologies associées telles qu'un retard mental (15,5 %) et psychomoteur ou encore une atteinte visuelle.

Szymanski et al. soulignent la difficulté de poser parfois le diagnostic de TSA ou de troubles du comportement compte tenu de l'absence d'outils spécifiques permettant de diagnostiquer les troubles autistiques chez les enfants sourds [40] (niveau de preuve 2). En effet, tout comme la surdité, l'autisme et le retard mental peuvent se caractériser par l'existence d'un retard de langage [42] (accord professionnel). Les outils classiquement utilisés pour l'évaluation des enfants autistes, tels que l'ADOS (Autism Diagnostic Observation Schedule), ne peuvent pas être utilisés chez les enfants sourds de manière standard [40] (niveau de preuve 2) [43] (accord professionnel).

En ce qui concerne l'implantation cochléaire, les résultats ne doivent pas être comparés à ceux obtenus chez des enfants sans troubles du comportement, mais plutôt appréciés par rapport à l'enfant lui-même et à ses capacités personnelles de progression. Eshraghi et al. ont observé une amélioration des capacités de perception (67 %) et d'expression (60 %) chez les 15 enfants autistes implantés comparés aux 15 enfants implantés sans troubles du comportement. Ils soulignent une nette amélioration de la reconnaissance de leur nom, de la réponse aux ordres oraux et du plaisir à écouter de la musique et, tout particulièrement, une meilleure conscience de l'environnement [44] (niveau de preuve 3). Lachowska et al. ont constaté l'absence de majoration d'hyperactivité autistique chez les 6 enfants implantés ; même si les bénéfices semblaient varier en fonction des patients, les auteurs soulignent que les outils traditionnels pour évaluer les résultats auditifs obtenus chez les enfants



implantés sont souvent insuffisants pour évaluer les bénéfices chez les enfants présentant un TSA. L'IRM cérébrale fait partie du bilan d'un enfant suspect de TSA [45] (niveau de preuve 4) [46].

Recommandation 7

Il est recommandé d'effectuer une évaluation pédopsychiatrique et une IRM cérébrale chez les enfants candidats à l'implant cochléaire ou après l'implantation cochléaire lorsqu'ils ont des signes pouvant évoquer un trouble du spectre autistique. (Grade B.)

Surdité et environnement familial

Un investissement familial faible est un facteur de mauvais résultats perceptifs et linguistiques de l'implantation cochléaire [47, 48] (niveau de preuve 2), [49] (niveau de preuve 3). La prise en charge de l'enfant sourd doit ainsi inclure un accompagnement de la famille visant à développer son implication, afin de lui permettre de participer aux décisions et d'être activement impliquée dans la prise en charge sur le long terme. Ce processus doit se faire par le dialogue, en apportant du soutien, de la guidance et de la supervision du diagnostic à la réhabilitation [50] (niveau de preuve 3).

Recommandation 8

Il est recommandé d'évaluer les ressources, les difficultés et les besoins de l'environnement familial de l'enfant sourd et d'encourager sa participation, voire de l'accompagner dans la prise en charge de la surdité et de sa réhabilitation. (Grade B.)

Surdité chez les enfants aux « besoins complexes »

Chez certains enfants, la surdité peut faire partie de tableaux cliniques complexes incluant d'autres atteintes psychologiques voire psychiatriques ou physiques (autisme, troubles du comportement, retard mental, difficultés de communication, anomalies orofaciales, anomalies laryngées, pathologies entraînant une atteinte physique, atteinte visuelle, troubles sévères d'acquisition du langage, etc.). Les enfants ayant une surdité associée à d'autres difficultés développent dans 70 % des cas un score d'intelligibilité (SIR) entre 3 et 5 dans les 5 ans qui suivent l'implantation, versus 96 % dans le groupe contrôle des enfants avec une surdité isolée [51] (niveau de preuve 2). Seuls 16 % des enfants avec ces mêmes difficultés atteignent les scores SIR 4 et 5 versus 61 % des enfants du groupe contrôle. Dans cette étude, les résultats du SIR étaient inversement proportionnels au nombre d'atteintes associées identifiées chez ces patients.

Les enfants présentant une surdité associée à une paralysie cérébrale dans un contexte de prématurité, de retard de croissance, d'hypoxie, de faible APGAR ou encore une hyperbilirubinémie bénéficient de manière variable d'une implantation cochléaire ; les meilleurs résultats sont obtenus chez les enfants présentant une atteinte cognitive légère par rapport à ceux ayant une atteinte cognitive sévère [52] (niveau de preuve 3).

Les enfants sourds déficients mentaux peuvent être aidés sur le plan auditif par des implantations cochléaires qui contribueront à les aider dans leur scolarité et leurs apprentissages, ainsi que dans leur socialisation. Les interventions de réhabilitation audiophonologique ne modifient pas de façon significative les niveaux de quotient intellectuel (QI) évalués dans le jeune âge, ni ultérieurement après éducation spécialisée. Mais de faibles résultats de QI ne sont pas à eux seuls des contre-indications à l'implantation cochléaire [53] (niveau de preuve 2) et doivent s'intégrer dans un bilan pluridisciplinaire.

Recommandation 9

Il est recommandé d'informer les parents d'enfant ayant des pathologies associées à la surdité (pluri- et polyhandicaps) de l'éventualité de résultats limités de l'implantation cochléaire, et de les amener en même temps à réfléchir sur leurs attentes dans un dialogue avec une équipe pluridisciplinaire. (Grade B.)

Spécificité de l'implantation de l'adulte

Sujet âgé et bilan cognitif adulte

Le «trouble cognitif léger» ou «mild cognitive impairment» (MCI) est défini comme le déficit d'un ou de plusieurs domaines cognitifs, plus important que ce que l'on attendrait compte tenu de l'âge et du niveau culturel du patient, avec une notion d'évolutivité rapportée par le patient, son entourage ou le clinicien, mais avec une préservation de l'indépendance dans la vie quotidienne [54, 55] (accord professionnel). La démence est caractérisée sur le plan clinique par une dégradation de la mémoire et d'une ou de plusieurs autres fonctions cognitives, plus importante que celle que l'on pourrait attendre du vieillissement normal, conduisant à une perte d'autonomie [56] (accord professionnel). Le terme «démence» tend à être remplacé par celui de trouble neurocognitif majeur proposé par le guide DSM-5, qui introduit aussi le terme de trouble neurocognitif léger pour désigner le déclin cognitif qui ne remplit pas les critères de démence.

Une association entre surdité, troubles cognitifs et démence a été retrouvée dans de nombreuses études transversales et longitudinales, ainsi que dans une méta-analyse incluant 40 études, soit un total de 20 264 sujets [57-64] (niveau de preuve 2). Dans un rapport sur la prévention de la démence présenté dans le cadre de l'Alzheimer's Association International Conference (juillet 2017), la surdité apparaît comme le principal facteur de risque modifiable de la démence, et la préservation de l'audition en milieu de vie (45-65 ans) pourrait réduire de 9 % la survenue d'une démence à un âge plus avancé [65] (accord professionnel). Il n'existe actuellement pas d'études randomisées d'une puissance suffisante prouvant le bénéfice de la réhabilitation auditive par la prothèse auditive ou l'implant cochléaire sur les fonctions cognitives.

Plusieurs études observationnelles longitudinales, dont l'étude PAQUID en France, ont montré que les patients sourds appareillés ont un pronostic cognitif meilleur que les sourds non appareillés, et voisin de celui des personnes n'ayant pas d'hypocoïtie [63, 66] (niveau de preuve 2).

Une étude longitudinale multicentrique française a inclus 94 patients âgés de 65 ans et plus, présentant une surdité profonde bilatérale et candidats à l'implant cochléaire, qui ont été soumis à une batterie de tests cognitifs avant l'implantation et à 1 an post-implantation, puis à 7 ans post-implantation pour 70 d'entre eux [67, 68] (niveau de preuve 2). Avant l'implantation, 44 % des patients avaient deux à trois tests anormaux et un MCI était retrouvé chez 50 % des patients, alors que le pourcentage de MCI dans la population générale est de 5 à 19 %. À 7 ans post-implantation, seuls 6 % des patients présentant un MCI avant l'implantation ont évolué vers la démence, alors que les études épidémiologiques dans la population générale retrouvent une évolution vers la démence des patients présentant un MCI dans 50 % des cas à 5 ans ; la fonction cognitive des autres patients implantés est restée stable ou s'est normalisée. Ces résultats suggèrent que les patients présentant une surdité profonde auraient une forme particulière de déclin cognitif potentiellement



réversible. Deux études prospectives incluant un petit nombre de patients (7 pour l'une et 15 pour l'autre) avaient également retrouvé une amélioration des fonctions cognitives du sujet âgé à 1 an post-implantation [69, 70] (niveau de preuve 2).

Concernant l'indication d'implantation cochléaire chez le sujet âgé, les recommandations de l'HAS de 2007 actualisées en 2011 (<https://www.has-sante.fr>) sont les suivantes (niveau de preuve 1) :

- il n'y a pas de limite d'âge supérieur à l'implantation cochléaire chez l'adulte ;
- chez les sujets âgés, l'indication est posée après une évaluation psychocognitive et, si possible, gériatologique. Les données de la littérature ne permettent pas actuellement de préciser l'âge à partir duquel le bilan neuropsychologique est indiqué, et le type de bilan à réaliser chez les patients sourds. Des tests appréciant l'efficacité cognitive globale peuvent permettre de réaliser un dépistage lors du bilan orthophonique, afin de proposer un bilan plus approfondi par un neuropsychologue en cas de résultat anormal et de débiter précocement la rééducation orthophonique (accord professionnel).

Les principaux tests de dépistage validés en français sont :

- le CODEX (www.testcodex.org) [71] (niveau de preuve 2) ;
- le Montreal Cognitive Assessment Test (MOCA test, www.mocatest.org) [72] (niveau de preuve 2), [73] (niveau de preuve 4) ;
- le Mini-Mental State Examination (MMSE), qui est plus long à réaliser [74] (niveau de preuve 4).

En cas de surdité sévère à profonde, ces tests doivent être pr esent es visuellement afin d'éviter un biais lié à une mauvaise compréhension des consignes (accord professionnel).

Recommandation 10

Il est recommandé de considérer qu'il n'y a pas de limite d'âge supérieur à l'implantation cochléaire chez l'adulte, sous réserve de la réalisation d'un bilan neuropsychologique et de l'absence de démence avérée. (Grade A.)

Il est recommandé de ne pas considérer l'existence d'un trouble cognitif comme une contre-indication à l'implantation cochléaire. (Grade B.)

Il est recommandé que le patient soit totalement ou partiellement autonome ou bénéficie d'un encadrement adapt e pour permettre l'entretien du matériel et le suivi. (Accord professionnel.)

Implantation cochléaire bilatérale de l'adulte

Le rapport de la HAS de 2007 [75], actualis e en 2011, prévoit l'indication d'un implant cochléaire en cas de «perte de bénéfice audioprothétique du côté opposé» au premier implant mis en place, ayant comme conséquences un retentissement socioprofessionnel ou une perte d'autonomie chez le sujet  g e. L'implantation cochléaire bilatérale est dans cette situation dite séquentielle. Certaines situations cliniques particulières, telles que les méningites aiguës bactériennes ou les fractures du rocher bilatérales à fort risque d'ossification cochléaire peuvent justifier une implantation cochléaire bilatérale simultanée.

Les avantages de l'implantation cochléaire bilatérale par rapport à l'implantation unilatérale ont fait l'objet de multiples travaux, s'intéressant à ses bénéfices auditifs comme à l'amélioration de la qualité de vie qu'elle apporte. On peut identifier parmi ces travaux plusieurs publications se rapportant à un essai prospectif multicentrique r ealis e aux Pays-Bas, ayant inclus 38 patients

randomis es entre deux groupes (implantés cochléaires unilatéraux versus implantés cochléaires bilatéraux). Le niveau de preuve de ces contributions souligne la nécessité de proposer une réhabilitation bilatérale lorsque cela est réalisable. Le choix entre une stimulation bimodale et une implantation cochléaire bilatérale peut être difficile et repose principalement sur l'évaluation de l'utilité de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant [76-78] (niveau de preuve 2).

Intérêts de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant

Les bénéfices li es à l'audition résiduelle controlatérale à l'implant peuvent s'exercer dans plusieurs domaines qui sont autant d'évaluations comportementales envisageables pour statuer sur son utilité. L'audition binaurale est un de ces domaines et plusieurs travaux ont montré que l'audition résiduelle controlatérale, bien qu'alt eree, pouvait permettre de percevoir les indices nécessaires à la mise en œuvre de certains effets binauraux, lorsqu'elle est utilisée en complément de l'implant cochléaire. Un effet de sommation est ainsi retrouv e pour la sonie de sons synthétiques [79, 80] (niveau de preuve 3), mais également pour la discrimination de la parole dans le bruit en condition diotique, avec des scores pouvant être am elior es de plus de 20 points de pourcentage [81-85] (niveau de preuve 3). Lorsque le signal de parole et la source de bruit concurrent sont s epar es dans l'espace, il est plus rare de mettre en évidence un bénéfice li e à l'utilisation de l'audition résiduelle, qui prédomine généralement sur les basses fréquences, et ne peut ainsi contribuer à réduire l'effet d'ombre de la tête [86] (niveau de preuve 3). Le deuxième domaine pour lequel l'audition résiduelle controlatérale à l'implant peut se révéler utile est la perception des informations para- ou extralinguistiques. Par sa prédominance sur les basses fréquences, l'audition résiduelle peut transmettre des informations liées à la perception de la fr equance fondamentale et de ses variations. Son intérêt a ainsi été mis en évidence dans plusieurs travaux portant sur la perception de la musique par les patients implantés en stimulation bimodale [87, 88] (niveau de preuve 4), ou sur l'accès à des informations prosodiques [88] (niveau de preuve 4).

Le seuil d'audition résiduelle utile oriente un patient atteint de surdité sévère à profonde soit vers une stimulation bimodale, soit vers une implantation bilatérale. Cette valeur seuil demeure controversée et variable en fonction du type de tâche auditive réalisée, de la bande fréquentielle et de l'objectif de performance fix e. Francart et al. [89] (niveau de preuve 4) considèrent ainsi qu'une audition résiduelle meilleure que 100 dB SPL sur les fréquences 1000 et 2000 Hz est compatible avec la perception de différences interaurales nécessaires à la latéralisation spatiale. Marx et al. [88] (niveau de preuve 4) retiennent une audition résiduelle meilleure que 60 dB HL sur les fréquences 125 à 500 Hz pour atteindre un niveau normal de perception de l'intonation. La reconnaissance d'extraits musicaux serait facilitée chez les patients en stimulation bimodale avec une audition résiduelle meilleure que 80 dB HL entre 125 et 1000 Hz [90] (niveau de preuve 4).

Il est difficile d'établir une valeur seuil en deça de laquelle l'audition résiduelle ne peut être consid eree comme utile, et pour laquelle un implant cochléaire controlatéral appar it plus appropri e. Sur la base des études précédemment citées, il est en revanche essentiel de réaliser une évaluation de l'apport de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant.

Déterminer l'utilité de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant



Évaluation de l'audition binaurale

L'évaluation des capacités binaurales tient une place importante dans l'évaluation de l'utilité de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant, mais son champ d'application en pratique audiolinguistique courante est bien plus large. L'extension progressive des indications d'implant cochléaire vers des niveaux d'audition résiduelle plus importants, validée par la HAS au travers de la valeur seuil de 50 % des mots correctement discriminés, conduit à généraliser l'évaluation des capacités de discrimination de la parole dans le bruit. De même, la multiplication des travaux portant sur les traitements des surdités profondes unilatérales ou asymétriques souligne la nécessité d'utiliser les évaluations des capacités de localisation pour juger des capacités binaurales d'un sujet, quel que soit le type de surdité dont il est atteint.

Évaluation des capacités de localisation

L'évaluation des capacités de localisation est généralement réalisée au moyen d'un système comprenant plusieurs haut-parleurs disposés en un arc de cercle horizontal, à hauteur du pavillon des sujets testés. Il n'existe pas de recommandation officielle quant au nombre de haut-parleurs, leur espacement relatif ou les stimuli utilisés, mais les conditions d'évaluation doivent idéalement permettre de comparer les performances des sujets évalués à l'angle moyen d'erreur des sujets normo-entendants. Cette valeur est généralement comprise entre 2° et 25° en fonction de l'azimut, d'après les études psycho-acoustiques descriptives [91-93] (niveau de preuve 4). Pour une installation semi-circulaire sur 180°, un nombre minimal de 9 haut-parleurs répartis sur 180° serait donc requis.

Les stimuli correspondent en règle générale à des bruits de bande étroite [94, 95] ou plus larges, de durée inférieure à 500 ms [96] (niveau de preuve 3). L'utilisation de stimuli plus longs, et à plus forte raison de sons de parole, n'est pas conseillée car les auditeurs ont alors naturellement tendance à mobiliser les indices spectraux monauraux en changeant la tête d'orientation.

La mesure de l'angle moyen d'erreur peut être complétée par l'indice général de localisation spatiale qui permet de rendre compte des difficultés directionnelles spécifiques vers la gauche ou la droite, en plus d'un déficit global de localisation [97] (accord professionnel).

Évaluation de la discrimination de la parole dans le bruit

Les conditions d'évaluation des capacités de discrimination de la parole dans le bruit varient considérablement dans la littérature et il n'existe aucune recommandation officielle quant au type de matériel vocal ou de bruit concurrent à utiliser. De même, aucune méthode de standardisation n'autorise à ce jour de stricte comparaison des résultats obtenus entre les différentes langues. Des phrases sont en règle générale choisies, en liste ouverte ou liste fermée. Le bruit concurrent peut être un bruit de bande, un bruit blanc ou des sons de parole. Ces derniers sont des concurrents plus efficaces que les bruits blancs ou roses, car au-delà de l'énergie acoustique qui les accompagne, leur contenu linguistique perturbe davantage encore la discrimination du signal d'intérêt.

Plusieurs configurations spatiales sont évaluées selon que les phrases et le bruit concurrent sont émis par le même haut-parleur (condition diotique) ou par deux haut-parleurs différents (condition dichotique). Ces différentes configurations permettent d'évaluer la contribution des différents effets binauraux. Décrit dès les années 1940, le test de Hirsh [98] (niveau de preuve 4) peut être réalisé en comparant les performances obtenues en condition diotique et

en condition dichotique quand le haut-parleur émettant le signal de parole est face à l'oreille sourde et le haut-parleur émettant le bruit concurrent face au sujet. Ce test mesure le «gain stéréophonique», lié à la séparation spatiale du signal de parole et du bruit concurrent.

Dans la récente littérature sur l'implant cochléaire dans les surdités profondes unilatérales et asymétriques, on trouve généralement deux configurations dichotiques [99-101] (niveau de preuve 3 pour [99], avis d'expert pour [100, 101]). La première prévoit la présentation du signal de parole du côté de la surdité profonde et du bruit concurrent du meilleur côté. Dans la deuxième, dite dichotique inversée, le signal de parole est présenté du meilleur côté et le bruit concurrent du côté de la surdité profonde.

Certains tests, comme le Hearing In Noise Test [102] ou le Matrix [103], sont réalisés selon une procédure dite adaptative (niveau de preuve 4). Celle-ci vise à déterminer le rapport signal/bruit critique (ou SRT pour speech reception threshold), rapport en décibels qui permet la reconnaissance correcte de 50 % des mots présentés dans la phrase. Le test Matrix a fait l'objet d'une validation en plusieurs langues, dont le français [104] (niveau de preuve 4). Il est de même en cours de validation en français pour la population pédiatrique. L'avantage de telles procédures est d'éviter l'écueil d'un effet plafond en cas de rapport signal/bruit fixe trop favorable (+10 dB par exemple) ou plancher si le rapport est trop défavorable. Leur inconvénient essentiel en pratique clinique est leur inadaptation pour certains patients chez lesquels aucun SRT ne peut être mesuré.

En dépit de ce manque de standardisation, le choix de réhabilitation entre une implantation cochléaire bilatérale ou unilatérale au sein d'une stimulation bimodale peut être guidé par des évaluations de la discrimination dans le bruit. Une audioprothèse controlatérale à l'implant pourra être conservée si elle apporte un bénéfice pour la localisation spatiale du son ou la discrimination de la parole dans le bruit. À l'inverse, une fois l'absence de bénéfice voire l'effet délétère de l'audition résiduelle documenté, il apparaîtra légitime de proposer une implantation cochléaire controlatérale au premier implant.

Plus largement, les évaluations répétées de l'audition binaurale peuvent rendre compte de l'efficacité d'une méthode de réhabilitation de l'audition, quels que soient le degré et le type de perte auditive.

Recommandation 11

Il est recommandé, dans la perspective d'une bilatéralisation d'implantation cochléaire, d'utiliser au moins un des tests standardisés d'audition dans le bruit et de localisation spatiale pour évaluer l'audition binaurale des patients atteints de surdité. (Accord professionnel.)

Évaluation des capacités de perception des informations paralinguistiques

Les capacités de perception de la musique, de la prosodie ou d'autres informations para- et extralinguistiques (timbre de la voix, sons de l'environnement) sont généralement mesurées dans un contexte de recherche clinique. Il n'existe donc pas de procédure standardisée, ni de recommandation officielle de test à laquelle se référer. En l'absence de test disponible, c'est l'anamnèse du patient sur ces éléments qui peut apporter de précieux renseignements quant à l'utilité de l'audition résiduelle controlatérale à l'implant.



Bénéfices de l'implantation cochléaire bilatérale pour l'audition binaurale

Bénéfices pour la localisation spatiale

Une étude prospective randomisée (implant cochléaire bilatéral versus implant cochléaire unilatéral avec éventuelle utilisation d'une audioprothèse controlatérale) fait état d'une amélioration significative de la localisation en cas d'implantation bilatérale, stable à 2 ans post-implantation, avec des pourcentages moyens de localisation correcte pouvant aller jusqu'à 63 % lorsque les haut-parleurs sont espacés de 30°, là où les patients avec un implant cochléaire unilatéral n'atteignent que 26 % de réponses correctes [78] (niveau de preuve 2). La plupart des études réalisées comparent généralement les performances obtenues avec un des deux implants, ou chacun des deux implants considéré isolément, aux performances obtenues avec les deux implants en marche [105, 106] (niveau de preuve 3). Dans sa revue de la littérature publiée en 2012, Van Hoesel [86] (niveau de preuve 3) retient une amélioration significative des capacités de localisation lorsque les deux implants sont utilisés, avec des angles d'erreur (angle moyen absolu, root mean square error ou angle minimal d'erreur) divisés par deux à quatre.

Recommandation 12

Il est recommandé, en cas d'inefficacité sur la localisation spatiale dans un plan horizontal avec audioprothèse controlatérale à l'implant, de proposer une bilatéralisation. (Grade C.)

Bénéfices pour la discrimination de la parole dans le bruit

Le niveau de discrimination de la parole dans le bruit est l'un des critères les plus couramment évalués dans la littérature portant sur l'implant cochléaire bilatéral. Les publications qui s'y rapportent comparent en général chez les mêmes sujets les performances obtenues avec les deux implants par rapport à l'implant donnant les meilleurs résultats.

En condition diotique, une amélioration moyenne de la discrimination est la règle avec un gain d'environ 7 points de pourcentage, pour les études mesurant un score de discrimination à rapport signal/bruit fixe [86] (niveau de preuve 3), d'environ 1 dB pour les études mesurant un rapport signal/bruit critique de type SRT [107-114] (niveau de preuve 3). Une étude prospective à long terme a mis en évidence une amélioration progressive de ces scores entre 1 an et 5 ans après implantation [115] (niveau de preuve 2). Ce gain en discrimination est en rapport avec un effet de sommation lié à la redondance de l'information présentée à chacun des deux implants. De tels résultats n'ont pas été retrouvés dans l'essai prospectif multicentrique randomisé, avec un SRT médian de 3,8 dB pour le groupe de patients implantés unilatéraux, contre 2,5 dB pour le groupe de patients implantés bilatéraux [78] (niveau de preuve 2).

L'évolution de la discrimination en condition dichotique lorsque les deux implants sont en marche doit être interprétée avec précaution. Les positions des haut-parleurs varient considérablement d'une étude à l'autre et il est en effet aisé de conclure à l'existence d'un démasquage binaural là où intervient juste une asymétrie de performances entre les deux implants. C'est seulement si le bénéfice lié à l'utilisation des deux implants est significativement supérieur au même bénéfice mesuré en condition diotique que l'hypothèse d'un effet binaural de type démasquage peut avoir du sens. La plupart des études réalisant ce type d'évaluation retrouvent d'ailleurs une amélioration inférieure à 10 points de pourcentage ou à 2 dB de

SRT, ce qui demeure relativement comparable aux gains retrouvés en condition diotique [86] (niveau de preuve 3).

Recommandation 13

Il est recommandé, en cas d'inefficacité de l'audioprothèse controlatérale à l'implant, de proposer une implantation cochléaire bilatérale qui donne de meilleurs résultats que l'implantation cochléaire unilatérale pour la discrimination de la parole dans le bruit. (Grade C.)

Bénéfices de l'implantation cochléaire bilatérale pour la qualité de vie

La restauration d'une audition bilatérale et, dans une certaine mesure, de l'audition binaurale s'accompagne d'une amélioration de la qualité de vie régulièrement rapportée par les patients implantés cochléaires bilatéraux. Cette amélioration est généralement évaluée au moyen de questionnaires de qualité de vie spécifiques à l'audition et d'autres questionnaires génériques.

Parmi les questionnaires spécifiques, le Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ) [116] et le Nijmegen Cochlear Implant Questionnaire (NCIQ) [117] examinent plusieurs aspects de la perception auditive et de sa qualité ressentie. Au-delà des difficultés de communication orale qu'ils peuvent mettre en évidence, ils permettent d'explorer la qualité ressentie de l'identification de certaines sources sonores, de l'audition spatiale ou encore les efforts d'écoute qui sont fournis par le sujet. L'évaluation initiale des patients candidats à une implantation cochléaire, et de leur suivi au moyen de ce type de questionnaire, permet d'élargir les paramètres de surveillance, au-delà des performances auditives pour la discrimination de la parole. Les scores pour la section «parole» et «audition spatiale» du SSQ sont meilleurs chez les patients implantés bilatéraux que chez des patients implantés unilatéraux [78] (niveau de preuve 2). Dans la même étude randomisée, les scores pour le NCIQ n'étaient en revanche pas différents entre les deux groupes [78] (niveau de preuve 2).

Les questionnaires génériques, comme le Health Utility Index 3 (HUI 3) [118] ou l'EuroQoL-5D (EQ-5D) [119], servent à déterminer l'utilité d'un traitement et à standardiser cette mesure en comparaison à d'autres traitements, y compris dans d'autres spécialités médicales.

Le HUI 3 est réputé plus sensible aux déficits sensoriels comme la surdité que les autres questionnaires génériques [120, 121] (niveau de preuve 3).

La mesure de l'utilité d'un traitement présente un intérêt médico-économique majeur lorsqu'elle est rapportée aux coûts que celui-ci représente. Pour l'implantation cochléaire comme pour tous les dispositifs médicaux, la question du rapport coût/utilité est posée, et de manière encore plus aiguë pour l'implantation bilatérale. Un essai prospectif randomisé néerlandais démontre que le rapport du coût de la procédure et du suivi des patients implantés bilatéraux est favorable en regard des gains observés, en termes de qualité de vie pendant au moins 5 à 10 ans [77] (niveau de preuve 2).

Recommandation 14

Il est recommandé, en cas d'inefficacité de l'audioprothèse controlatérale à l'implant, pour améliorer la qualité de vie du patient de proposer une implantation cochléaire bilatérale. (Grade B.)



Bimodalité

Stimulation électro-acoustique

La stimulation électro-acoustique est actuellement permise chez certains candidats à l'implantation cochléaire ayant des reliquats auditifs sur les fréquences graves, grâce à une chirurgie prudente et à l'utilisation des dernières générations d'implants.

Au cours de la chirurgie de l'implantation cochléaire, une lésion de la chaîne ossiculaire, son blocage par un tissu prévenant une fuite périlymphatique ou des lésions de l'organe de Corti doivent être évités pour conserver les structures encore fonctionnelles du patient [122] (niveau de preuve 4). De même, il est nécessaire d'éviter d'aspirer la périlymphe et la pénétration de sang ou de débris osseux dans la cochlée [123] (niveau de preuve 4). Les patients ayant une audition résiduelle préservée en postopératoire ont de meilleures performances vocales en stimulation électrique pure [124] (niveau de preuve 2).

Recommandation 15

Il est recommandé de proposer une technique chirurgicale préservant au mieux les structures encore fonctionnelles de l'oreille externe, moyenne et interne, en cas d'indication d'implantation cochléaire à tous les patients (avec ou sans persistance de seuils auditifs en conduction aérienne dans les fréquences graves en préopératoire). (Grade C.)

Il n'existe aucune technique chirurgicale rapportée dans la littérature permettant de garantir une préservation complète de l'audition résiduelle à court ou long terme. Cependant, l'utilisation d'une électrode à positionnement latéral, insérée par la fenêtre ronde, permet au mieux de préserver l'audition résiduelle [125, 126] (niveau de preuve 4).

Recommandation 16

Il est recommandé d'informer le patient concernant les risques de perte de l'audition résiduelle lors de toute implantation cochléaire en postopératoire immédiat comme à long terme. (Grade C.)

La combinaison d'une stimulation électrique et acoustique apporte une meilleure compréhension de la parole dans le bruit et une meilleure reconnaissance des mélodies par rapport à la stimulation électrique seule [127-130] (niveau de preuve 2). Une stimulation électro-acoustique apporte de meilleures performances de compréhension vocale qu'une stimulation électrique pure, même en l'absence de discrimination vocale avec la stimulation acoustique [131] (niveau de preuve 4).

Recommandation 17

Il est recommandé de proposer une réhabilitation combinant une stimulation acoustique et une stimulation électrique au patient, en cas de préservation de l'audition résiduelle sur les fréquences graves. (Grade B.)

Il a été mis en évidence, dans des séries limitées de patients, un bénéfice modéré de la mise en place d'une corticothérapie périopératoire [132, 133] (niveau de preuve 4). Il n'existe pas d'étude randomisée bien menée comparant les différentes voies d'administration. On ne peut recommander préférentiellement ni une molécule, ni un mode d'administration, ni une durée au vu des données de la littérature.

Recommandation 18

Il est recommandé de proposer au patient un traitement par corticothérapie périopératoire en cas de tentative de préservation de l'audition résiduelle. (Accord professionnel.)

Implant cochléaire et prothèse auditive controlatérale

Apport de la prothèse controlatérale (PCL) chez l'adulte

Pour Cowan et Chin-Lenn [134] (niveau de preuve 4), 50 % des adultes avec un seuil tonal moyen oreilles nues à 90 dB voire plus à 500 Hz dans une oreille non implantée choisissaient de continuer à porter une PCL au moins 4 heures par jour.

L'apport de la PCL chez l'adulte implanté unilatéral est évalué à travers de nombreuses études. Les principaux résultats mettent en évidence en situation bimodale versus implant seul par l'intermédiaire de tests auditifs une amélioration de la reconnaissance des mots mono-, dissyllabiques et des phrases émises dans le silence et dans le bruit [135-142], [135, 136] (niveau de preuve 4), [137, 141] (niveau de preuve 2), une amélioration de la localisation spatiale [136, 142] (niveau de preuve 2). L'évaluation comparative entre la situation bimodale et l'implant seul grâce à des questionnaires retrouvait également une amélioration de l'audition dans le bruit et de la localisation spatiale, un plus grand plaisir à l'écoute musicale et une meilleure qualité des activités sociales [142, 143] (niveau de preuve 2), [144] (niveau de preuve 3). Des améliorations perceptives en situation bimodale ont également été objectivées chez des patients implantés unilatéraux ayant été incités à être de nouveau appareillés en controlatéral quelques mois ou années après l'implantation [145, 146] (niveau de preuve 3).

Recommandation 19

Il est recommandé, s'il existe une audition résiduelle dans l'oreille controlatérale à l'implant, d'inciter les patients adultes à utiliser une aide auditive. (Grade B.)

Les améliorations perceptives objectives et subjectives constatées pour de nombreux patients réhabilités sur un mode bimodal ne doivent pas masquer la grande variabilité des résultats allant de l'absence d'amélioration ou une faible amélioration [147, 148] (niveau de preuve 4) à une équivalence des résultats avec le mode implant cochléaire bilatéral (BiCI) [149] (niveau de preuve 4).

Le principal facteur étudié pour expliquer l'apport de la PCL est la présence de restes auditifs sur les basses fréquences [142] (niveau de preuve 2). Pour Illg et al. [150] (niveau de preuve 4), l'accès aux avantages de la stimulation bimodale était possible à condition que la perte auditive n'excède pas 80 dB HL sur les basses fréquences. Mais, si des reliquats sur les basses fréquences semblent favoriser les bonnes performances auditives en mode bimodal [151] (niveau de preuve 3), l'étude de Mok et al. [152] (niveau de preuve 2) a démontré a contrario l'influence négative d'une trop bonne conservation de l'audition sur les fréquences 1 et 2 kHz.

Recommandation 20

Il est recommandé d'évaluer chez l'adulte l'apport de la prothèse auditive controlatérale par des tests perceptifs et des questionnaires adaptés avant de proposer une bilatéralisation de l'implantation. (Grade C.)



Apport de la PCL chez l'enfant

À l'instar des résultats obtenus chez l'adulte, des bénéfices de la PCL chez l'enfant implanté unilatéral ont également été obtenus. Les principaux résultats mettent en évidence, en situation bimodale versus implant seul par l'intermédiaire de tests auditifs, une amélioration de la reconnaissance des mots dissyllabiques et des phrases émises dans le silence et dans le bruit [153, 154] (niveau de preuve 4), [155] (niveau de preuve 2), une amélioration de la localisation spatiale [155] (niveau de preuve 2), [153, 156] (niveau de preuve 4). L'évaluation comparative entre la situation bimodale et l'implant seul grâce à des questionnaires retrouvait également une amélioration de la communication dans les situations quotidiennes [153] (niveau de preuve 4).

Recommandation 21

Il est recommandé d'inciter les enfants implantés cochléaires unilatéraux à utiliser une aide auditive dans l'oreille controlatérale s'il existe une audition résiduelle. (Grade B.)

L'apport objectif de la PCL chez l'enfant semble plus difficile à mettre en évidence comparativement à l'adulte et il s'agit surtout de déterminer si le port de la PCL est préférable à une bilatéralisation. Jeong et al. [157] (niveau de preuve 2) ont démontré que la perception des mots monosyllabiques dans le bruit est meilleure chez les patients BiCI par rapport aux patients bimodaux. Parmi les enfants en mode bimodal, ceux ayant des seuils sur l'oreille nue non implantée ≤ 90 dB HL à moins de 1 kHz compris étaient plus performants que les autres bimodaux et que les BiCI quand le bruit était frontal ou sur le côté du premier IC. Scorpecci et al. [158] (niveau de preuve 4) ont également démontré que la présence de seuils sur les fréquences 250 et 500 Hz ≤ 90 dB HL sur l'oreille non implantée était associée à une plus grande probabilité d'utilisation d'une PCL.

De plus, Litovsky et al. [159] (niveau de preuve 2) ont rapporté des seuils de perception de la parole comparables entre les stimulations BiCI et bimodale, mais l'intelligibilité de la parole dans le bruit et la localisation étaient supérieures pour les BiCI. De plus, ces mêmes auteurs ont rapporté que, pour quelques patients du groupe bimodal, les performances auditives étaient plus pauvres lorsque la PCL était utilisée. Et globalement, Litovsky et al. [160] (niveau de preuve 4) ont montré que les enfants ayant une surdité profonde du côté non implanté ont en bimodal des performances moins bonnes que les implantés cochléaires bilatéraux et se comportent de façon à peu près similaire aux enfants implantés cochléaires unilatéraux.

Recommandation 22

Il est recommandé, chez l'enfant, d'évaluer l'apport de l'aide auditive controlatérale pour les tâches binaurales, en utilisant dès que possible les tests de localisation spatiale et de perception de la parole dans le bruit et de réévaluer régulièrement l'efficacité audioprothétique. (Grade B.)

Chez les très jeunes enfants implantés en unilatéral et ayant une audition résiduelle utilisable, il est recommandé d'envisager avec prudence la pose d'un deuxième implant cochléaire, tant qu'il reste difficile d'évaluer leur fonction binaurale. (Accord professionnel.)

Implantation cochléaire et surdités unilatérales neurosensorielles

Chez l'enfant

L'implant cochléaire (IC) n'a pas d'indication consensuelle ni formelle en France chez l'enfant dans les surdités unilatérales (single-sided deafness [SSD]). Diverses études cliniques sont en cours pour préciser l'efficacité de l'IC et ses indications chez l'enfant en cas de surdité unilatérale, faisant suite aux résultats publiés chez l'adulte, et certaines indications spécifiques pourraient voir le jour dans un avenir proche. Les premières études sur quelques cas d'enfants avec SSD rapportent une certaine efficacité sur la réception de la parole dans le bruit, mais les résultats restent aléatoires et peuvent être décevants [161-164] (niveau de preuve 4). Sur le moyen terme, le risque chez ces patients qui ont une audition globale efficace est l'abandon de l'implant (patients non utilisateurs). Ainsi, Thomas et al. rapportent 3/5 non-utilisateurs à 5 ans de recul [165] (niveau de preuve 4).

Recommandation 23

Il est recommandé de réaliser des études appréciant le bénéfice de l'implant cochléaire chez les enfants atteints de surdité neurosensorielle unilatérale sévère à profonde, acquise ou congénitale. (Accord professionnel.)

Chez l'adulte - implantation cochléaire et surdités sévères à profondes unilatérales

Les cophoses unilatérales avec audition controlatérale normale ou subnormale ont comme répercussion chez les patients une baisse des performances auditives (difficultés d'écoute principalement dans le bruit, mais aussi dans le silence, surtout si le locuteur est situé du côté de l'oreille sourde), et difficultés à localiser les sons.

Ce handicap auditif se double parfois d'un acouphène invalidant du côté de l'oreille cophotique.

Dans le but de restaurer une «pseudo-binauralité», des procédés divers de réhabilitation auditive sont proposés : les aides auditives par transfert énergétique du côté sourd vers le côté entendant par CROS (contralateral routing of the signal) ; on obtient alors une pseudostéréophonie, sans action sur un éventuel acouphène associé du côté sourd.

L'impact d'une stimulation électrique sur la réduction de la perception d'un acouphène associé à une surdité profonde est connu depuis de nombreuses années, chez les patients sourds profonds bilatéraux implantés cochléaires. Baguley et Atlas, en 2007, rapportent dans une revue de la littérature une efficacité au moins partielle de la stimulation par implant comprise entre 57 % et 86 % des patients présentant un acouphène avant l'intervention [166] (niveau de preuve 4). Olze et al., en 2011, ont réalisé une étude prospective chez 43 sujets qui démontre l'effet favorable de l'IC sur le contrôle de l'acouphène évalué par différents échelles et questionnaires (Tinnitus Questionnaire, Health-Related Quality of Life [HRQoL], échelles de stress, de dépression, d'anxiété ; stratégies d'adaptation à l'acouphène [coping strategies]) [167] (niveau de preuve 2).

Cela a conduit à la réalisation d'études pour évaluer la perception de la parole et l'effet sur l'acouphène de l'implantation cochléaire dans les surdités unilatérales ou SSD.

Van de Heyning et al., en 2008, ont été les premiers à publier une série de patients atteints de SSD avec acouphène dit invalidant, et à rapporter que la stimulation électrique a entraîné une réduction



significative de l'intensité perçue de l'acouphène à 1 et 2 ans après IC [168] (niveau de preuve 3). Arts et al., en 2015, ont mené une étude prospective chez 10 sujets avec cophose unilatérale avec acouphènes (niveau d'audition variable de l'autre côté) ; ils ont démontré une réduction significative de l'intensité de l'acouphène (évaluation par le Tinnitus Handicap Inventory [THI] et le Tinnitus Questionnaire selon Hallam et al., 1988, et par échelle visuelle analogique [EVA] par l'activation de l'implant cochléaire), et dans certains cas même avec une stimulation électrique inaudible. Le stimulus optimal de suppression de l'acouphène est sujet-dépendant [169] (niveau de preuve 2).

Arts et al., en 2015, ont réalisé un travail de manière à mieux définir les conditions de stimulations électriques et les conséquences sur la réduction de l'acouphène. Un tiers des conditions de stimulation ont conduit à réduire l'acouphène d'au moins 30 %. Au moins une condition de stimulation a conduit à la réduction de l'acouphène chez 9 des 11 sujets testés (82 %). Une suppression complète de l'acouphène a été observée lors de 6 des 107 conditions testées chez tous les sujets (6 %). Ces travaux confirment l'intérêt de l'IC pour la réduction de l'acouphène dans les cophoses unilatérales [170] (niveau de preuve 2).

Arndt et al., en 2011, ont étudié 11 patients adultes avec surdité unilatérale, de manière prospective, en comparant les bénéfices préopératoires apportés par soit une prothèse acoustique sur l'oreille la plus sourde, soit une BAHA (bone-anchored hearing aid), soit un CROS, par rapport aux bénéfices postopératoires avec un implant cochléaire, sur la perception de la parole et l'impact sur l'acouphène [171]. L'appréciation de compréhension de la parole a employé le test de compréhension de phrases de Hochmair-Schulz-Moser et celui d'Oldenburg, présentés dans différentes configurations (sans aide, ou avec CROS, ou avec BAHA avant IC ; et répétés 6 mois après IC). La localisation a été étudiée avec 7 haut-parleurs placés frontalement. L'évaluation subjective dans la vie courante a été évaluée au moyen de questionnaires (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale [SSQ], Health Utilities Index 3 et International Outcome Inventory for Hearing Aids). La détresse liée à l'acouphène a été évaluée aussi par une échelle subjective. Les auteurs rapportent une amélioration significative de la localisation spatiale et de la compréhension de la parole dans presque toutes les configurations audiologiques testées avec l'IC. Avec l'IC, les effets de sommation et squelch ne sont pas significatifs, mais l'effet de réduction d'ombre de la tête est observé. Le questionnaire SSQHS a montré un bénéfice global à porter un IC du côté sourd par rapport aux autres options de réhabilitation (CROS, BAHA). Les échelles de perception de l'acouphène ont été améliorées avec la stimulation délivrée par IC par rapport à la condition préopératoire. Un sujet a présenté une absence d'effet lors du port de l'IC et une aggravation à son arrêt [171] (niveau de preuve 2).

Vermeire et van de Heyning, en 2009, ont étudié la perception de la parole dans le bruit 12 mois après le premier réglage de l'IC chez les patients SSD avec acouphènes, eu utilisant le test LISTE (Leuven Intelligibility Sentence Test) dans différentes situations d'écoute et un questionnaire (SSQ, Gatehouse and Noble, 2004). L'effet de sommation et l'effet squelch n'ont pas été observés avec la stimulation par IC chez les patients avec audition controlatérale normale. L'amélioration de la localisation spatiale a été démontrée lors de la présentation concomitante frontale du bruit et du côté de l'IC pour la parole. Les résultats du SSQ ont montré un bénéfice global à porter un IC en cas de SSD avec acouphène associé [172] (niveau de preuve 3).

Recommandation 24

Il est recommandé d'informer les patients adultes atteints de cophose unilatérale avec acouphène invalidant de la possibilité de maîtriser dans un nombre important de cas l'acouphène par une implantation cochléaire du côté sourd, mais que cette possibilité n'a pas reçu à ce jour l'autorisation d'indication par la HAS. (Grade B.)

Il est recommandé d'informer les patients atteints de cophose unilatérale et qui ont une doléance vis-à-vis de la compréhension de la parole et/ou de la localisation spatiale des sons que l'implantation cochléaire est une solution alternative qui peut être plus efficace que les systèmes CROS par voie aérienne ou osseuse chez certains patients, mais que cette possibilité n'a pas reçu à ce jour l'autorisation d'indication par la HAS. (Grade B.)

Questionnaires de qualité de vie, questionnaires perceptifs, état des lieux et validation des questionnaires

Le concept de qualité de vie (QV) s'est développé en réaction au succès de la médecine moderne et à la technicisation des soins. La préservation de la QV a d'autant plus de sens lorsqu'elle s'applique aux personnes atteintes de maladies ou de handicaps chroniques et qu'une guérison ne peut pas être obtenue. Son évaluation permet également de donner une place active au patient et à sa famille dans le parcours de soin.

Définition du concept de qualité de vie

La QV est définie par l'Organisation mondiale de la santé (OMS) comme «la perception qu'a un individu de sa place dans l'existence, dans le contexte de la culture et du système de valeurs dans lequel il vit, en relation avec ses objectifs, ses attentes, ses normes et ses inquiétudes » [173] (accord professionnel).

C'est un concept multidimensionnel en lien avec les aspects physiques (autonomie et capacités physiques), psychologiques (émotivité, anxiété, dépression) et sociaux (rapport à l'environnement familial, amical ou professionnel).

Par la prise en considération de ses besoins et ses sentiments en situation de vie réelle, l'évaluation de la QV place le patient au cœur de son suivi. De plus, la corrélation entre les résultats aux tests perceptifs et ceux aux instruments de qualité de vie est limitée, ce qui renforce l'intérêt d'explorer cette dimension subjective, complémentaire de l'évaluation audiométrique [174, 175] (niveau de preuve 1).

Enfin, la mesure du ressenti de QV fait partie intégrante des études médico-économiques qui évaluent le rapport coût/efficacité d'une intervention thérapeutique [176] (accord professionnel).

Recommandation 25

Il est recommandé d'évaluer la qualité de vie des patients avant et après implantation cochléaire, en complément des évaluations audiométriques. (Grade A.)

Le retentissement d'un handicap sur la QV est traditionnellement mesuré par des questionnaires standardisés.



Les différents types de questionnaires

Questionnaires génériques

Les questionnaires génériques sont élaborés à partir de questionnaires utilisés dans la population générale et permettent des comparaisons entre diverses populations ou maladies. Ils ont l'avantage d'être validés et de disposer de valeurs normatives permettant leur interprétation, et s'avèrent plus lisibles pour les décideurs publics en matière de santé. Cependant, ils ne peuvent pas rendre compte avec détail de la spécificité de chaque pathologie abordée, et manquent donc de sensibilité pour des variations plus faibles d'état de santé [177-179] (niveau de preuve 2).

Les questionnaires génériques utilisés dans la littérature dans le cadre de l'évaluation de l'implantation cochléaire sont énumérés dans les tableaux 12.1 [177, 180-209] et 12.2 [210-216].

Questionnaires ad hoc

Ces questionnaires sont construits spécifiquement pour une étude scientifique donnée. Ils apportent des informations riches et détaillées, plus utiles que les outils génériques, pour comprendre l'impact large de l'implantation cochléaire sur la QV de l'enfant. Il est

cependant difficile de les interpréter car ils manquent de validation métrique et ne disposent donc pas de valeurs normées permettant leur analyse.

Questionnaires spécifiques

L'instrument peut être spécifique d'une pathologie donnée (diabète, asthme, surdité, etc.) ou d'une population donnée (enfants, population âgée, etc.). Ces questionnaires se révèlent généralement plus sensibles aux variations cliniques, notamment en cas d'intervention thérapeutique, et sont donc plus sensibles à un changement fonctionnel [217] (niveau de preuve 1), [218] (accord professionnel). Les questionnaires spécifiques utilisés dans la littérature dans le cadre de l'évaluation de l'implantation cochléaire sont énumérés dans les tableaux 12.3 [199, 200, 204, 205, 219-228] et 12.4 [229-232].

Recommandation 26

Il est recommandé de disposer de plusieurs versions d'un même instrument d'évaluation de la qualité de vie, adaptées à l'âge. (Accord professionnel.)

Tableau 12.1. Instruments génériques utilisés pour l'évaluation de la qualité de vie chez l'enfant dans le cadre d'une implantation cochléaire *

Instruments	Langue originale	Validation française	Âge cible (années)	Répondants	Versions	Domaines explorés	Études
EQ-5D (EuroQoL-5D)	Anglais	Oui	Non précisé	E et P	E : EQ-5D-Youth P : EQ-5D-5L/3L	QV	The EuroQoL Group, 1990 [180] Sach, 2007 [181]
HUI 3 (Health Utility Index 3)	Anglais	Oui	> 5	P	P	Scores d'utilité QALY	Cheng, 2000 [182] Horsman, 2003 [183] Lovett, 2010 [184] Sparreboom, 2012 [185]
CHIP (Child Health and Illness Profile)	Anglais	Oui (version AE et PRF)	6-17	E et P	E : CRF (6-11) et AE (11-17) P : PRF (6-11)	QV	Starfield, 1993 [186] Clark, 2010 [187] Riley, 2004 [188]
CHQ (Child Health Questionnaire)	Anglais	Oui	5 mois-18	E et P	E : PF-28 (5-18) P : PF-50 (5 mois-15 ans)	QV	Landgraf, 1998 [189] Ravens-Sieberer, 2001 [190] Wake, 2004 [191]
PedsQL 4.0 (Pediatric Quality of Life 4.0)	Anglais	Oui	2-18	E et P	E (5-18) P (2-18)	QV	Borton, 2010 [177] Lovett, 2010 [184] Sparreboom, 2012 [185] Varni, 2011, 2007 [193, 195] Beijen, 2007 [194] Rajendran, 2010 [196]
KINDL (Kinder Lebensqualitäts- fragebogen)	Allemand	Oui	4-16	E et P	Kiddy (4-7) Kid (8-11) Kiddo (12-16)	QV	Huber, 2005 [197] Warner-Czyz, 2009 [198] Bullinger, 2008 [199] Warner-Czyz, 2011 [200] Loy, 2010 [201]
YQOL (Youth Quality of Life Instrument)	Anglais	Non	11-18	E	E	QV	Edwards, 2002 [202] Patrick, 2002 [203] Kushalnagar, 2011 [204] Schick, 2013 [205]
KIDSCREEN-27	Anglais	Oui	8-18	E et P	27 items	QV	Ravens-Sieberer, 2005 [206] Robitail, 2007 [207] Razafimahefa-Raoelina, 2016 [208]
GCBI (Glasgow Children's Benefit Inventory)	Anglais	Non	1-15	E et P	E P	QV après une intervention ORL	Kubba, 2004 [209] Lovett, 2010 [184]

* Voir aussi [233-248].

E : enfant ; P : parent ; QALY : quality-adjusted life years ; QV : qualité de vie.



> Recommandations

Tableau 12.3. Instruments spécifiques à l'évaluation de la qualité de vie et/ou des performances auditives chez l'enfant et/ou l'adolescent dans le cadre d'une implantation cochléaire*.

Instruments	Langue originale	Validation française	Âge cible (années)	Répondants	Versions	Domaines explorés	Études
YQOL-DHH (Youth Quality Of Life – Deaf and Hard of Hearing)	Anglais	Non	11–18	E et P	E : YQOLDHH P : YQOLDHH-PROBE	QV	Kulshanagar, 2011 Shick, 2013 Patrick, 2011 [219] Hintermair, 2011 [220]
PVECIQ (Parent's Views and Experiences with pediatric Cochlear Implant Questionnaire)	Anglais	Non	5–16	P	P	Perceptions parentales sur bénéfiques/limitations dus à l'implant, et sur la QV de leur enfant	Archbold, 2002 [221] O'Neill, 2004 [222] Nunes, 2005 [223] Incesulu, 2003 [224] Nicholas, 2003 [225]
PAQL (Paediatric Audiology Quality of Life Questionnaire)	Anglais	Non	3–18	P	P	QV des enfants avec comorbidités associées	Edwards, 2012 [226]
KINDL-CI module (Kinder Lebensqualitätsfragebogen - Cochlear Implant module)	Allemand	Oui	4–16	E et P	Version 4–7 Version 8–16	QV	Bullinger, 2008 [199] Warner-Czyz, 2011 [200]

Tableau 12.2. Instruments génériques utilisés pour l'évaluation de la qualité de vie chez l'adulte dans le cadre d'une implantation cochléaire*.

Instruments	Langue originale	Version française	Domaines explorés	Études
EQ-5D (EuroQoL-5D)	Anglais	Oui (validée)		Perneger, 2010 [210]
HUI 3 (Health Utility Index 3)	Anglais	Oui (validée)		Horsman, 2003 [211]
WHOQOL (World Health Organisation Quality Of Life)	Anglais	Oui (validée)	QV + dimension financière	The WHOQOL [173] Bauman, 2010 [212]
SF 36 (Short Form 36)	Anglais	Oui (validée)	QV	McHorney, 1993 [213] Leplège, 1998 [214]
GHSI (Glasgow Health Status Inventory)	Anglais	Oui (validée)	QV	Gatehouse, 1998 [216]
GBI (Glasgow Benefit Inventory)	Anglais	Oui (validée)	QV	Robinson, 1996 [215]

* Voir aussi [233–248].
QV : qualité de vie.

Étude de la QV + performances auditives subjectives

Instruments	Langue originale	Validation française	Âge cible (années)	Répondants	Versions	Domaines explorés	Études
HEAR-QL (Hearing Environments and Reflection on Quality of Life)	Anglais	Non	7–17	E	Version 7–12 Version 12–17	Bien-être physique et mental + difficultés d'écoute dans certains environnements	Umansky, 2011 [227] Rachakonda, 2014 [228]

*Voir aussi [233–248].
E : enfant ; P : parent ; QV : qualité de vie.

Tableau 12.4. Instruments spécifiques à l'évaluation de la qualité de vie et des performances auditives chez l'adulte dans le cadre d'une implantation cochléaire*.

Instruments	Langue originale	Version française	Domaines explorés	Études
HHIA (Hearing Handicap Inventory for Adults)	Anglais	Oui (non validée)	Domaines émotionnel et psychosocial	Newman, 1990 [229]
HHIE (Hearing Handicap Inventory for Elderly)	Anglais	Oui (validée)	Domaines émotionnel et psychosocial	Ventry, 1982 [232]
NCIQ (Nijmegen Cochlear Implantation Questionnaire)	Anglais	Oui (non validée)	Domaines physique, psychologique et social	Hinderink, 2000 [230]
ERSA (Évaluation du retentissement de la surdité chez l'adulte)	Français	Oui (validée)	Qualité de vie personnelle, sociale et professionnelle	Ambert-Dahan, 2017 [231]

*Voir aussi [233–248].



Références

[1] https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/fiche_bon_usage_implants_cochleaires.pdf, Janvier 2012.

[2] Geers AE, Nicholas J, Tobey E, Davidson L. Persistent language delay versus late language emergence in children with early cochlear implantation. *J Speech Lang Hear Res* 2016; 59(1): 155-70.

[3] Jacobs E, Langereis MC, Frijs JH, et al. Benefits of simultaneous bilateral cochlear implantation on verbal reasoning skills in prelingually deaf children. *Res Dev Disabil* 2016; 58: 104-13.

[4] Kim Y, Patel VA, Isildak H, Carr MM. An analysis of safety and adverse events following cochlear implantation in children under 12 months of age. *Otol Neurotol* 2017; 38(10): 1426-32.

[5] Yang Y, Liu YH, Fu MF, et al. Home-based early intervention on auditory and speech development in Mandarin-speaking deaf infants and toddlers with chronological age 7-24 months. *Chin Med J (Engl)* 2015; 128(16): 2202-7.

[6] Dettman SJ, Pinder D, Briggs RJ, et al. Communication development in children who receive the cochlear implant younger than 12 months: risks versus benefits. *Ear Hear* 2007; 28(2 Suppl): 115-8S.

[7] Dettman SJ, Dowell RC, Choo D, et al. Long-term communication outcomes for children receiving cochlear implants younger than 12 months: a multicenter study. *Otol Neurotol* 2016; 37(2): e82-9S.

[8] Tobey EA, Thal D, Niparko JK, et al. Influence of implantation age on school-age language performance in pediatric cochlear implant users. *Int J Audiol* 2013; 52(4): 219-29.

[9] May-Mederake B. Early intervention and assessment of speech and language development in young children with cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012; 76(7): 939-46.

[10] Colletti L, Mandala M, Zocante L, et al. Infants versus older child-rear fitted with cochlear implants: performance over 10 years. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2011; 75(4): 504-9.

[11] Colletti L, Mandala M, Colletti V. Cochlear implants in children younger than 6 months. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2012; 147(1): 139-46.

[12] Easwar V, Yamazaki H, Deighton M, et al. Simultaneous bilateral cochlear implants: Developmental advances do not yet achieve normal cortical processing. *Brain Behav* 2017; 7(4): e00638.

[13] Kral A. Auditory critical periods: a review from system's perspective. *Neuroscience* 2013; 247: 117-33.

[14] Gordon KA, Wong DD, Papsin BC. Bilateral input protects the cortex from unilaterally-driven reorganization in children who are deaf. *Brain* 2013; 136(Pt 5): 1609-25.

[15] Sarant J, Harris D, Bennet L, Bant S. Bilateral versus unilateral cochlear implants in children: a study of spoken language outcomes. *Ear Hear* 2014; 35(4): 396-409.

[16] Litovsky RY, Misurelli SM. Does bilateral experience lead to improved spatial unmasking of speech in children who use bilateral cochlear implants? *Otol Neurotol* 2016; 37(2): e35-42.

[17] Grieco-Calub TM, Litovsky RY. Sound localization skills in children who use bilateral cochlear implants and in children with normal acoustic hearing. *Ear Hear* 2010; 31(5): 645-56.

[18] Myhrum M, Strøm-Roum H, Heldahl MG, et al. Sequential bilateral cochlear implantation in children: outcome of the second implant and long-term use. *Ear Hear* 2017; 38(3): 301-13.

[19] Reeder RM, Firszt JB, Cadieux JH, Strube MJ. A longitudinal study in children with sequential bilateral cochlear implants: time course for the second implanted ear and bilateral performance. *J Speech Lang Hear Res* 2017; 60(1): 276-87.

[20] Choi JE, Moon JY, Kim EY, et al. Sound localization and speech perception in noise of pediatric cochlear implant recipients: bilateral fitting versus bilateral cochlear implants. *Ear Hear* 2017; 38(4): 426-40.

[21] Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A. A new method of partial deafness treatment. *Med Sci Monit* 2003; 9(4): CS20-4.

[22] Leigh J, Dettman S, Dowell R, Sarant J. Evidence-based approach for making cochlear implant recommendations for infants with residual hearing. *Ear Hear* 2011; 32(3): 313-22.

[23] Fitzpatrick E, McCrae R, Schramm D. A retrospective study of cochlear implant outcomes in children with residual hearing. *BMC Ear Nose Throat Disord* 2006; 6: 7.

[24] Rajan G, Tavora-Vieira D, Baumgartner WD, et al. Hearing preservation cochlear implantation in children: The HEARING Group consensus and practice guide. *Cochlear Implants Int* 2018; 19(1): 1-13.

[25] Skarzynski H, Lorens A. Electric acoustic stimulation in children. *Adv Otorhinolaryngol* 2010; 67: 135-43.

[26] Gifford RH, Dorman MF, Skarzynski H, et al. Cochlear implantation with hearing preservation yields significant benefit for speech recognition in complex listening environments. *Ear Hear* 2013; 34(4): 413-25.

[27] Gratacap M, Thiery B, Rouillon I, et al. Pediatric cochlear implantation in residual hearing candidates. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2015; 124(6): 443-51.

[28] Chiassi JSC, Hyppolito MA. Effects of residual hearing on cochlear implant outcomes in children: A systematic review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2017; 100: 119-27.

[29] Wilson K, Ambler M, Harvey K, et al. Cochlear implant assessment and candidacy for children with partial hearing. *Cochlear Implants Int* 2016; 17(Suppl 1): 66-9.

[30] Verbecque E, Marjijnssen T, De Belder N, et al. Vestibular (dys) function in children with sensorineural hearing loss: a systematic review. *Int J Audiol* 2017; 56(6): 361-81.

[31] Thiery B, Blanchard M, Lebulanger N, et al. Cochlear implantation and vestibular function in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2015; 79(2): 101-4.

[32] Aljaloueyan M, Saeedi M, Sadeghi M, et al. The effects of cochlear implantation on vestibular function in 1-4 years old children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2017; 94: 100-3.

[33] Ebrahimi AA, Movallali G, Jamshidi AA, et al. Balance performance of deaf children with and without cochlear implants. *Acta Med Iran* 2016; 54(1): 737-42.

[34] Devroede B, Pauwels I, Le Bon SD, et al. Interest of vestibular evaluation in sequentially implanted children: A preliminary results. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 2016; 133(Suppl 1): S7-11.

[35] Jacot E, Van Den Abeele T, Debre HR, Wiener-Vacher SR. Vestibular impairments pre- and post-cochlear implant in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2009; 73(2): 209-17.

[36] Institute GR. Regional and national survey report of data from 2007-2008 Annual Survey of the Deaf and Hard of Hearing Children and Youth. Washington DC, USA: Gallaudet University; 2009.

[37] Ching TY, Dillon H, Mamane V, et al. Outcomes of early- and late-identified children at 3 years of age: findings from a prospective population-based study. *Ear Hear* 2013; 34(5): 535-52.

[38] Fitzpatrick EM, Lambert L, Whittingham J, Leblanc E. Examination of characteristics and management of children with hearing loss and autism spectrum disorders. *Int J Audiol* 2014; 53(9): 577-86.

[39] Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, surveillance year 2008, principal investigators. centers for disease control and prevention prevalence of autism spectrum disorders. 14 sites, United States, 2008. *MMWR Surveill Summ* 2012; 61(3): 1-19.

[40] Szymanski CA, Brice PJ, Lam KH, Hotta SA. Deaf children with autism spectrum disorders. *J Autism Dev Disord* 2012; 42(10): 2027-37.

[41] Fombonne E. Estimated prevalence of autism spectrum conditions in Cambridgeshire is over 1%. *Evid Based Ment Health* 2010; 13(1): 32.

[42] Baron-Cohen S. Social and pragmatic deficits in autism: cognitive or affective? *J Autism Dev Disord* 1988; 18(3): 379-402.

[43] Goldstein H. Communication intervention for children with autism: a review of treatment efficacy. *J Autism Dev Disord* 2002; 32(5): 373-96.

[44] Eshraghi AA, Niazian R, Telischi FF, et al. Cochlear implantation in children with autism spectrum disorder. *Otol Neurotol* 2015; 36(8): e121-8.

[45] Lachowska M, Pastuszka A, Łukaszewicz-Moszyńska Z, et al. Cochlear implantation in autistic children with profound sensorineural hearing loss. *Braz J Otorhinolaryngol* 2016; 1(16): 20321-2. pii: S1808-8694. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2016.10.012> [Epub ahead of print].

[46] https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2018-20%02/trouble_du_spectre_de_lautisme_de_l'enfant_et_l'adolescent_recommandations.pdf ; https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2018-20%02/trouble_du_spectre_de_lautisme_de_l'enfant_et_l'adolescent_recommandations.pdf.

[47] Black J, Hickson L, Black B, Khan A. Paediatric cochlear implantation: adverse prognostic factors and trends from a review of 174 cases. *Cochlear Implants Int* 2014; 15(2): 62-77.

[48] Percy-Smith L, Busch GW, Sandahl M, et al. Significant regional differences in Denmark in outcome after cochlear implants in children. *Dan Med J* 2012; 59(5): A4435.

[49] Holt RF, Beer J, Kronenberger WG, et al. Contribution of family environment to pediatric cochlear implant users' speech and language outcomes: some preliminary findings. *J Speech Lang Hear Res* 2012; 55(3): 848-64.

[50] Cicciello E, Bolzonello P, Marchi R, et al. Empowering the family during the first months after identification of permanent hearing impairment in children. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2016; 36(1): 64-70.

[51] Nikolopoulos TP, Archbold SM, Weaver C, Lloyd H. Speech production in deaf implanted children with additional disabilities and comparison with age-equivalent implanted children with out such disorders. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2008; 72(12): 1823-3.

[52] Steven RA, Green KM, Bloomfield SJ, et al. Cochlear implantation in children with cerebral palsy. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2011; 75(11): 1427-30.

[53] Meinzen-Derr J, Wiley S, Phillips J, et al. The utility of early developmental assessments on understanding later nonverbal IQ in children who are deaf or hard of hearing. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2017; 92: 136-42.

[54] Albert MS, DeKosky ST, Dickson D, et al. The diagnosis of mild cognitive impairment due to Alzheimer's disease: Recommendations from the National Institute on Aging - Alzheimer's Association workgroup on diagnostic guidelines for Alzheimer's disease. *Alzheimers Dement* 2011; 7: 270-9.

[55] Gauthier S, Reisberg B, Zaudig M, et al. International Psychogeriatric Association Expert Conference on mild cognitive impairment. *Mild cognitive impairment. Lancet* 2006; 367: 1262-70.

[56] McKhann GM, Knopman DS, Chertkow H, et al. The diagnosis of dementia due to Alzheimer's disease: recommendations from the national institute on aging and the Alzheimer's association workgroup. *Alzheimers Dement* 2011; 7: 263-9.

[57] Lin FR, Metter EJ, O'Brien RJ, et al. Hearing loss and incident dementia. *Arch Neurol* 2011; 68: 214-20.

[58] Lin FR, Yaffe K, Xia J, et al. Hearing loss and cognitive decline in older adults. *JAMA Intern Med* 2013; 173: 293-9.

[59] Deal JA, Betz J, Yaffe K, et al. Hearing impairment and incident dementia and cognitive decline in older adults: the health ABC study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2017; 72: 703-9.

[60] Lin FR, Ferrucci L, Metter EJ, et al. Hearing loss and cognition in the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Neuropsychology* 2011; 25(6): 763-70.

[61] Lin FR. Hearing loss and cognition among older adults in the United States. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2017 Oct; 68(10): 1131-6.

[62] Gallacher J, Ilubaeva V, Ben-Shlomo Y, et al. Auditory threshold, phonologic demand, and incident dementia. *Neurology* 2012; 79(15): 583-90.

[63] Amieva H, Ouvarov C, Giulio C, et al. Self-reported hearing loss, hearing aids, and cognitive decline in older adults: a 25-year study. *J Am Geriatr Soc* 2015; 63: 2099-104.

[64] Loughrey DG, Kelly ME, Kelley GA, et al. Association of age-related hearing loss with cognitive function, cognitive impairment, and dementia: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2018; 144(2): 115-26.

[65] Livingston G, Sommerlad A, Orgeta V, et al. Dementia prevention, intervention, and care. *Lancet* 2017; 1(7131): 363-6. pii: S0140-6736.

[66] Deal JA, Albert MS, Arnold M, et al. A randomized feasibility pilot trial of hearing treatment for reducing cognitive decline: Results from the Aging and Cognitive Health Evaluation in Elders Pilot Study. *Alzheimers Dement (N Y)* 2017; 21(3): 410-5.

[67] Mosnier I, Bebear JP, Marx M, et al. Improvement of cognitive function after cochlear implantation in elderly. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2015; 14: 442-50.

[68] Mosnier I, Vanier A, Bonnard D, et al. Long-term cognitive prognosis of profoundly deaf older adults after hearing rehabilitation using cochlear implant. *J Am Geriatr Soc*. In press.

[69] Castiglione A, Benatti A, Velardita C, et al. Aging, cognitive decline and hearing loss: effects of auditory rehabilitation and training with hearing aids and cochlear implants on cognitive function and depression among older adults. *Audiol Neurootol* 2016; 21(suppl 1): 21-8.

[70] Cosetti MK, Pinkston JB, Flores JM, et al. Neurocognitive testing and cochlear implantation: insights into performance in older adults. *Clin Interv Aging* 2016; 11: 603-13.

[71] Belmin J, Pariel-Madjlessi S, Surun P, et al. The cognitive disorders examination (Codex) is a reliable 3-minute test for detection of dementia in the elderly (validation study on 323 subjects). *Presse Méd* 2007; 36(9 Pt 1): 1183-90.

[72] Lin YV, Chung J, Callahan BL, et al. Development of cognitive screening test for the severely hearing impaired: Hearing-impaired MoCA. *Laryngoscope* 2017; 127(Suppl 1): S4-11.

[73] Amibert-Dahan E, Rouiter S, Marot L, et al. Cognitive evaluation of cochlear implanted adults using CODEX and MoCA screening tests. *Otol Neurotol* 2017; 38(8): e282-4.

[74] Derouesne C, Potreneau J, Hugonot L, et al. Mini-Mental State Examination (MMSE) - a practical tool for evaluating cognitive status. The consensual French version. *Press Méd* 1999; 28(21): 1141-8.

[75] Haute Autorité de Santé. Traitement de la surdité par pose d'implants cochléaires ou d'implants du tronc cérébral; 2007.

[76] Smulders YE, van Zon A, Stegeman I, et al. Comparison of bilateral and unilateral cochlear implantation in adults: a randomized clinical trial. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2016; 142(3): 249-56.

[77] Smulders YE, van Zon A, Stegeman I, et al. Cost-utility of bilateral versus unilateral cochlear implantation in adults: a randomized controlled trial. *Otol Neurotol* 2016; 37(1): 38-45.

[78] van Zon A, Smulders YE, Stegeman I, et al. Stable benefits of bilateral over unilateral cochlear implantation after two years: A randomized controlled trial. *Laryngoscope* 2017; 127(5): 1161-8.

[79] Blamey PJ, Dooley GJ, James CJ, Parisi ES. Monaural and binaural loudness measures in cochlear implant users with contralateral residual hearing. *Ear Hear* 2000; 21(1): 6-17.

[80] Potts LG, Skinner MW, Litovsky RA, et al. Recognition and localization of speech by adult cochlear implant recipients wearing a digital hearing aid in the nonimplanted ear (bimodal hearing). *J Am Acad Audiol* 2009; 20(6): 353-73.

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

[82] Ching TYC, Incerpi P, Hill M. Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. *Ear Hear* 2004; 25(1): 9-21.

[83] Dunn CC, Tyler RS, Witt SA. Benefit of wearing a hearing aid on the unimplanted ear in adult users of a cochlear implant. *J Speech Lang Hear Res* 2005; 48(3): 668-80.

[84] Mok M, Grayden D, Dowell RC, Lawrence D. Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. *J Speech Lang Hear Res* 2006; 49(2): 338-51.

[85] Dorman MF, Gifford RH, Spahr AJ, McKarns SA. The benefits of combining acoustic and electric stimulation for the recognition of speech, voice and melodies. *Audiol Neurootol* 2008; 13(2): 105-12.

[86] van Hoesel RJM. Contrasting benefits from contralateral implants and hearing aids in cochlear implant users. *Ear Hear* 2012; 288(1-2): 100-13.

[87] Kong YY, Stickerney GS, Zeng FG. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *J Acoust Soc Am* 2005; 117(3 Pt 1): 1351-61.

[88] Marx M, James C, Foxton J, et al. Speech prosody perception in cochlear implant users with and without residual hearing. *Ear Hear* 2015; 36(2): 239-48.

[89] Francart T, Brokx J, Wouters J. Sensitivity to interaural time differences with combined cochlear implant and acoustic stimulation. *J Assoc Res Otolaryngol* 2009; 10(1): 131-41.

[90] El Fata F, James CJ, Laborde ML, Fraysse B. How much residual hearing is "useful" for music perception with cochlear implants? *Audiol Neurootol* 2009; 14(Suppl 1): 14-21.

[91] Molkous JC, Middlebrooks JC. Two-dimensional sound localization by human listeners. *J Acoust Soc Am* 1990; 87(6): 2188-200.

[92] Blauert J. Binaural localization. *Sound Audiol Suppl* 1982; 15: 7-26. [93] Middlebrooks JC, Green DM. Sound localization by human listeners. *Annu Rev Psychol* 1991; 42: 135-59.

[94] Tavora-Vieira D, De Caula G, Govaerts PJ, Rajan GP. Cochlear implantation improves localization ability in patients with unilateral deafness. *Ear Hear* 2015; 36(3): e93-8.

[95] Wazen JJ, Ghossaini SN, Spitzer JB, Kuller M. Localization by unilateral BAHA users. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2005; 132(6): 928-32.

[96] Vannson N, James C, Fraysse B, et al. Quality of life and auditory performance in adults with asymmetric hearing loss. *Audiol Neurootol* 2015; 20(Suppl 1): 38-43.

[97] Société Française d'Audiologie. Guides des Bonnes Pratiques en audiométrie de l'adulte. http://www.sfaudiologie.fr/Drupal/sites/default/files/Doc/GBPPAA1_3.pdf; 2006.

[98] Hirsh IJ. Binaural summation and interaural inhibition as a function of the level of masking noise. *Am J Psychol* 1948; 61(2): 205-13.

[99] Arndt S, Aschendorff A, Laszig R, et al. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol Neurotol* 2011; 32(1): 39-47.

[100] Van de Heyning P, Tavora-Vieira D, Mertens G, et al. Towards a unified testing framework for single-sided deafness studies: a consensus paper. *Audiol Neurootol* 2016; 21(6): 391-8.

[101] Vincent C, Arndt S, Firszt JB, et al. Identification and evaluation of cochlear implant candidates with asymmetric hearing loss. *Audiol Neurootol* 2015; 20(Suppl 1): 87-9.

[102] Nilsson M, Söll SD, Sullivan JA. Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *J Acoust Soc Am* 1994; 95(2): 1085-99.

[103] Houben R, Koopman J, Luts H, et al. Development of a Dutch matrix sentence test to assess speech intelligibility in noise. *Int J Audiol* 2014; 53(10): 760-3.

[104] Jansen S, Luts H, Wagener KC, et al. Comparison of three types of French speech-in-noise tests: a multi-center study. *Int J Audiol* 2012; 51(3): 164-73.

[105] Mosnier I, Sterkers O, Bebear JP, et al. Speech performance and sound localization in a complex noisy environment in bilaterally implanted adult patients. *Audiol Neurootol* 2009; 14(2): 106-14.

[106] Grantham DW, Ashmead DH, Ricketts TA, et al. Horizontal-plane localization of noise and speech signals by postlingually deafened adults fitted with bilateral cochlear implants. *Ear Hear* 2007; 28(4): 524-41.

[107] Gantz BJ, Turner CW. Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope* 2003; 113(10): 1726-30.

[108] Müller J, Schön F, Helms J. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40 + cochlear implant system. *Ear Hear* 2002; 23(3): 198-206.

[109] Laszig R, Aschendorff A, Stecker M, et al. Benefits of bilateral electrical stimulation with the nucleus cochlear implant in adults: 6-month postoperative results. *Otol Neurotol* 2004; 25(6): 958-68.

[110] Schleich P, Nopp P, D'Haese P. Head shadow, squeal, and summation effects in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40 + cochlear implant. *Ear Hear* 2004; 25(3): 197-204.

[111] Ramsden R, Greenham P, O'Driscoll M, et al. Evaluation of bilaterally implanted adult subjects with the nucleus 24 cochlear implant system. *Otol Neurotol* 2005; 26(5): 988-98.

[112] Litovsky RY, Parkinson A, Arcaroli J. Spatial hearing and speech intelligibility in bilateral cochlear implant users. *Ear Hear* 2009; 30(4): 419-31.

[113] Litovsky RY, Johnstone PM, Godar S, et al. Bilateral cochlear implants in children: localization acuity measured with minimum audible angle. *Ear Hear* 2006; 27(1): 43-59.

[114] Laske RD, Veraguth D, Dillier N, et al. Subjective and objective results after bilateral cochlear implantation in adults. *Otol Neurotol* 2009; 30(3): 313-8.

[115] De Seta D, Nguyen Y, Vanier A, et al. Five-year hearing outcomes in bilaterally simultaneously cochlear-implanted adult patients. *Audiol Neurootol* 2016; 21(4): 261-7.

[116] Gatehouse S, Noble W. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *Int J Audiol* 2004; 43(2): 85-99.

[117] Hinderink JB, Krabbe PF, Van Den Broek P. Development and application of a health-related quality-of-life instrument for adults with cochlear implants: the Nijmegen cochlear implant questionnaire. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000; 123(6): 756-65.

[118] Feeny D, Furlong W, Boyle M, Torrance GW. Multi-attribute health status classification systems. *Health Utilities Index. Pharmacoeconomics* 1995; 7(6): 490-502.

[119] EuroQol Group. EuroQol - a new facility for the measurement of health-related quality of life. *Health Policy Amst Neth* 1990; 16(3): 199-208.

[120] Kitterick RT, Lucas L, Smith SN. Improving health-related quality of life in single-sided deafness: a systematic review and meta-analysis. *Audiol Neurootol* 2015; 20(Suppl 1): 79-86.

[121] Ramakers GGJ, Smulders YE, van Zon A, et al. Agreement between health utility instruments in cochlear implantation. *Clin Otolaryngol* 2016; 41(6): 737-43.

[122] Lehnardt E. Intra-cochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique. *HNO* 1993; 41(7): 356-9.

[123] Khater A, El-Anwar MW. Methods of hearing preservation during cochlear implantation. *Int Arch Otorhinolaryngol* 2017; 21(3): 297-301.

[124] Carlson ML, Driscoll C, Gifford RH, et al. Implications of mini-mizing trauma



➤ Recommendations

during conventional cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2011 ; 32(06) : 962-8.

[125] Wanna GB, O'Connell BP, Francis DO, et al. Predictive factors for short- and long-term hearing preservation in cochlear implants: tion with conventional-length electrodes: predictors of hearing preservation. *Laryngoscope* 2018 ; 128(2) : 482-9.

[126] Frayser B, Macias AR, Sterkers O, et al. Residual hearing conservation and electroacoustic stimulation with the nucleus 24 contour advance cochlear implant. *Otol Neurotol* 2006 ; 27(6) : 624-33. [127] Gifford RH, Davis TJ, Sanderhaus LW, et al. Combined electric and acoustic stimulation with hearing preservation: effect of cochlear implant low-frequency cutoff on speech understanding and perceived listening difficulty. *Ear Hear* 2017 ; 38(5) : 539-53.

[128] Brockmeier SJ, Peterreis M, Lorenz A, et al. Music perception in electric acoustic stimulation users as assessed by the Mu.S.I.C. test. *Adv Oto-Rhino-Laryngol* 2010 ; 67 : 70-80.

[129] Dorman MF, Gifford RH. Combining acoustic and electric stimulation in the service of speech recognition. *Int J Audiol* 2010 ; 49(12) : 912-9.

[130] Büchner A, Ilig A, Majdani O, Lenarz T. Investigation of the effect of cochlear implant electrode length on speech comprehension in quiet and noise compared with the results with users of electro-acoustic-stimulation, a retrospective analysis. *Maimierca MS (Ed) Plos One* 2017 ; 12(5): e0174900.

[131] Moteki H, Nishio SY, Miyagawa M, et al. Long-term results of hearing preservation cochlear implant surgery in patients with residual low frequency hearing. *Acta Oto-laryngologica* 2017 ; 137(5) : 516-21.

[132] Sweeney AD, Carlson ML, Zuniga MG, et al. Impact of perioperative oral steroid use on low-frequency hearing preservation after cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2015 ; 36(9) : 1480-5.

[133] Rajan GP, Kuthubutheen J, Hedne N, Krishnaswamy J. The role of preoperative, intratympanic glucocorticoids for hearing preservation in cochlear implantation: a prospective clinical study. *Laryngoscope* 2012 ; 122(1) : 190-5.

[134] Cowan R, Chin-Lenn J. Pattern and prevalence of hearing aid use post-implantation in adult cochlear implant users. *Aust NZ J Audiol Suppl* 2004 ; 48 : 2004 ; (Suppl).

[135] Armstrong M, Pegg P, James C, Blamey P. Speech perception in noise with cochlear implant and hearing aid. *Am J Otol* 1997 ; 18 : S140-1.

[136] Hamzani J, Pok S, Gstoetter W, Baumgartner W. Speech perception with a cochlear implant used in conjunction with a hearing aid in the opposite ear. *Int J Audiol* 2004 ; 43 : 61-6.

[137] Morera C, Manrique M, Ramos L, et al. Advantages of binaural hearing provided through bimodal stimulation via a cochlear implant and a conventional hearing aid: A 6-month comparative study. *Acta Oto-Laryngologica* 2005 ; 125 : 596-606.

[138] Potts LG, Skinner MW, Litovsky RA, et al. Recognition and localization of speech by adult cochlear implant recipients wearing a digital hearing aid in the nonimplanted ear (bimodal hearing). *J Am Acad Audiol* 2009 ; 20(6) : 353-73.

[139] Morera C, Cavalle L, Manrique M, et al. Contralateral hearing aid use in cochlear implanted patients: multicenter study of bimodal benefit. *Acta Otolaryngol* 2012 ; 132(10) : 1084-94.

[140] Kokkinakis K, Pak N. Binaural advantages in users of bimodal and bilateral cochlear implant devices. *J Account Soc Am* 2014 ; 135(1) : 47-53.

[141] Crew JD, Galvin JJ, Fu GJ. Perception of speech in bimodal cochlear implant users. *Trends Hear* 2016 ; 20 : 1-15.

[142] Ching T, Inceri P, Hill M. Binaural benefits for adults who use a hearing aid and a cochlear implant in opposite ears. *Ear Hear* 2004 ; 25(1) : 9-21.

[143] Piant K, van Hoesel R, McDermott H, et al. Influence of contralateral acoustic hearing on adult bimodal outcomes after cochlear implantation. *Int J Audiol* 2016 ; 55(8) : 472-82.

[144] Farnetti A, Roman S, Mancini J, et al. Quality of life in bimodal hearing users (unilateral cochlear implants and contralateral hearing aids). *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2012 ; 272(11) : 2015 ; 2029-15.

[145] Fielden CA, Hampton R, Smith S, Kitterick PT. Access to audible residual hearing in adult candidates for cochlear implantation in the UK. *Cochlear Implants* 2016 ; 17(Suppl 1) : 70-3.

[146] Grotmeier L, Di Filippo C, Clark C. Trials of a contralateral hearing aid after long-term unilateral cochlear implant use in early-onset deafness. *Am J Audiol* 2016 ; 27(2) : 85-99.

[147] Waltzman SB, Cohen NL, Shapiro WH. Sensory aids in conjunction with cochlear implants. *Am J Otol* 1992 ; 13 : 308-12.

[148] Tyler R, Parkinson A, Wilson BS, et al. Patients utilizing a hearing aid and a cochlear implant: Speech perception and localization. *Ear Hear* 2002 ; 23 : 98-105.

[149] Cullington HE, Zeng FG. Comparison of bimodal and bilateral cochlear implant users. *Cochlear Implants* 2010 ; 11(Suppl 1) : 67-74.

[150] Ilig A, Bojanowicz M, Lesinski-Schledel A, et al. Evaluation of the bimodal benefit in a large cohort of cochlear implant subjects using a contralateral hearing aid. *Otol Neurotol* 2014 ; 35(9) : e240-4.

[151] Neuman AC, Waltzman SB, Shapiro WH, et al. Self-reported usage, functional benefit, and audiologic characteristics of cochlear implant patients who use a contralateral hearing aid. *Trends Hear* 2017 ; 21 : 2331216517699530.

[152] Mok M, Grayden D, Dowell R, Lawrence D. Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. *J Speech Lang Hear Res* 2006 ; 49 : 338-51.

[153] Ching T, Psarros C, Hill M, et al. Should children who use cochlear implants wear hearing aids in the opposite ear? *Ear Hear* 2001 ; 22(5) : 365-80.

[154] Luntz M, Shpak T, Weiss H. Binaural-bimodal hearing: Concomitant use of a unilateral cochlear implant and a contralateral hearing aid. *Acta Oto-Laryngologica* 2005 ; 125 : 863-9.

[155] Ching T, Inceri P, Hill M, van Wanrooy E. An overview of binaural advantages for children and adults who use binaural/bimodal hearing devices. *Audiol Neurotol* 2006 ; 11(suppl 1) : 6-11.

[156] Ching T, van Wanrooy E, Hill M, Inceri P. Performance in children with hearing aids or cochlear implants: Bimodal stimulation and binaural hearing. *Int J Audiol* 2006 ; 45(Suppl 1) : S108-12.

[157] Jeong SW, Kang MY, Kim LS. Criteria for selecting an optimal device for the contralateral ear of children with a unilateral cochlear implant. *Audiol Neurotol* 2015 ; 20 : 314-21.

[158] Scorpacci A, Giannantonio S, Pacifico C, Marsella P. Bimodal stimulation in prelingually deaf children: lessons from a cross-sectional survey. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2016 ; 155(6) : 1028-33.

[159] Litovsky RY, Johnstone PM, Godar SP. Benefits of bilateral cochlear implants and/or hearing aids in children. *Int J Audiol* 2008 ; 45(Suppl 1) : S78-91.

[160] Litovsky RY, Johnstone SG, Agrawal S, et al. Bilateral cochlear implants in children: localization acuity measured with minimum audible angle. *Ear Hear* 2006 ; 27(1) : 43-59.

[161] Polonenko MJ, Papsin BC, Gordon KA. Children with single-sided deafness use their cochlear implant. *Ear Hear* 2017 ; 38(6) : 681-9.

[162] Polonenko MJ, Carinco L, Gordon KA, et al. Hearing benefit and rated satisfaction in children with unilateral conductive hearing loss using a transcutaneous magnetic-coupled bone-conduction hearing aid. *J Am Acad Audiol* 2016 ; 27(10) : 790-804.

[163] Boyd PJ. Potential benefits from cochlear implantation of children with unilateral hearing loss. *Cochlear Implants* 2015 ; 16(3) : 121-36.

[164] Greaver L, Eskridge H, Teagle HF. Considerations for pediatric cochlear implant recipients with unilateral or asymmetric hearing loss: assessment, device fitting, and habilitation. *Am J Audiol* 2017 ; 26(2) : 91-8.

[165] Thomas JP, Neumann K, Dazert S, Voelker C. Cochlear implantation in children with congenital single-sided deafness. *Otol Neurotol* 2017 ; 38(4) : 496-503.

[166] Baguley DM, Atlas MD. Cochlear implants and tinnitus. *Prog Brain Res* 2007 ; 166 : 347-55.

[167] Olze H, Szczepek AJ, Haupt H, et al. Cochlear implantation has a positive influence on quality of life, tinnitus, and psychological comorbidity. *Laryngoscope* 2011 ; 121(10) : 2220-7.

[168] Van de Heyning P, Vermeire K, Diebl M, et al. Incapacitating unilateral tinnitus in single-sided deafness treated by cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2008 ; 117(9) : 645-52.

[169] Arts RAGJ, George EJ, Griesner A, et al. Tinnitus suppression by intracochlear electrical stimulation in single-sided deafness: a prospective clinical trial - Part I. *Audiol Neurotol* 2015 ; 20(5) : 294-313.

[170] Arts RAGJ, George, Chenault MN, Stokros RJ. Optimizing intracochlear electrical stimulation to suppress tinnitus. *Ear Hear* 2015 ; 36(1) : 125-35.

[171] Arndt S, Aschendorff A, Laszig R, et al. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol Neurotol* 2011 ; 32(1) : 39-47.

[172] Vermeire K, Van de Heyning P. Binaural hearing after cochlear implantation in subjects with unilateral sensorineural deafness and tinnitus. *Audiol Neurotol* 2009 ; 14(3) : 163-71.

[173] The WHOQOL Group. Study protocol for the World Health Organization project to develop a Quality of Life assessment instrument (WHOQOL). *Qual Life Res* 1993 ; 2 : 153-9.

[174] McRackan TR, Bauschard M, Hatch JL, et al. Meta-analysis of quality-of-life improvement after cochlear implantation and associations with speech recognition abilities. *Laryngoscope* 2016 ; 126(4) : 982-90.

[175] McRackan TR, Velozo CA, Holcomb MA, et al. Use of adult patient focus groups to develop the initial item bank for a cochlear implant quality-of-life instrument. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2017 ; 143(10) : 975-82.

[176] Ethgen O, Reginster JY. L'évaluation de la qualité de vie dans les essais thérapeutiques: un pas vers une approche holistique de la santé. *Rev Med Liege* 2002 ; 57(11) : 695-700.

[177] Borton S, Mauze E, Lieu J. Quality of life in children with unilateral hearing loss: a pilot study. *Am J Audiol* 2010 ; 19(1) : 61-72.

[178] Wake M, Hughes EK, Poulakis Z, et al. Outcomes of children with mild-profound congenital hearing loss at 7 to 8 years: a population study. *Ear Hear* 2004 ; 25(1) : 1-8.

[179] Lool V, Lee ZD, Loo JHY. Quality of life outcomes for children with hearing impairment in Singapore. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2016 ; 80 : 88-100.

[180] The EuroQoL Group. EuroQoL - a new facility for the measurement of health-related quality of life. *Health Policy* 1996 ; 16(3) : 199-208.

[181] Sach TH, Barton GP. Interpreting parental proxy reports of (health-related) quality of life for children with unilateral cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2007 ; 71(2) : 435-45.

[182] Cheng AK, Rubin HR, Powe NR, et al. Cost-utility analysis of the cochlear implant in children. *JAMA Otolaryngol - Head Neck Surg* 2000 ; 284(7) : 850-6.

[183] Horsman J, Furlong W, Feeny D, Torrance G. The Health Utilities Index (HUI)®: concepts, measurement properties and applications. *Health Qual Life Outcomes* 2003 ; 1(54) : 1-13.

[184] Lovett RES, Kitterick PT, Hewitt CE, Summerfield AQ. Bilateral or unilateral cochlear implantation for deaf children: an observational study. *Arch Dis Child* 2010 ; 95(2) : 107-12.

[185] Sparreboom M, Snik AFM, Mylanus EM. Sequential bilateral cochlear implantation in children quality of life. *Arch Otolaryngol Neck Surg* 2012 ; 138(2) : 134-41.

[186] Starfield B, Ensminger M, Riley A. Adolescent health status measurement: development of the child health and illness profile. *Pediatrics* 1993 ; 91(2) : 430-5.

[187] Clark KH, Wang NY, Riley AW, et al. Timing of cochlear implantation and parents' global ratings of children's health and development. *Otol Neurotol* 2012 ; 33(4) : 545-52.

[188] Riley AW, Forrest CB, Starfield B, et al. The Parent Report Form of the CHIP-Child Edition. *Med Care* 2004 ; 42(3) : 210-20.

[189] Landgraf JM, Maunsell E, Speechley KN, et al. Canadian-French, German and UK versions of the Child Health Questionnaire: methodology and preliminary item scaling results. *Qual Life Res* 1998 ; 7(5) : 433-45.

[190] Ravens-Sieberer U, Gosch A, Abel T, et al. Quality of life in children and adolescents: a European public health perspective. *Soz Präventivmed* 2001 ; 46(5) : 294-302.

[191] Wake M, Hughes EK, Collins CM, Poulakis Z. Parent-reported health-related quality of life in children with congenital hearing loss: a population study. *Ambul Pediatr* 2004 ; 4(6) : 411-7.

[192] Varni JW, Burwinkle TM, Seid M, Skarr D. The PedsQL™ 4.0 as a pediatric population health measure: feasibility, reliability, and validity. *Ambul Pediatr* 2003 ; 3(6) : 329-41.

[193] Varni JW, Limbers CA, Neighbors K, et al. The PedsQL™ infant scales: feasibility, internal consistency reliability, and validity in healthy and ill infants. *Qual Life Res* 2011 ; 20(1) : 45-55.

[194] Beijen J, Snik AFM, Mylanus EM. Sound localization ability of young children with bilateral cochlear implants. *Otol Neurotol* 2007 ; 28(4) : 479-85.

[195] Varni JW, Limbers CA, Burwinkle TM. Impaired health-related quality of life in children and adolescents with chronic conditions: a comparative analysis of 10 disease clusters and 33 disease categories/severities utilizing the PedsQL™ 4.0 Generic Core Scales. *Health Qual Life Outcomes* 2007 ; 5(1) : 43.

[196] Rajendran V, Roy F. Comparison of health related quality of life of primary school deaf children with and without motor impairment. *Ital J Pediatr* 2010 ; 36(1) : 75.

[197] Huber M. Health-related quality of life of Austrian children and adolescents with cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2005 ; 69(8) : 1089-101.

[198] Warner-Czyz AD, Loy B, Roland PS, et al. Parent versus child assessment of quality of life in children using cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2009 ; 73(10) : 1423-9.

[199] Bullinger M, Britz AL, Erhart M, Ravens-Sieberer U. Psychometric properties of the KINDL-R questionnaire: Results of the BELLA Study. *Eur Child Adolesc Psychiatry* 2008 ; 17(Suppl. 1) : 125-32.

[200] Warner-Czyz AD, Loy B, Tobey EA, et al. Health-related quality of life in children and adolescents who use cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2011 ; 75(1) : 95-105.

[201] Loy B, Warner-Czyz AD, Tong L, et al. The children speak: An examination of the quality of life of pediatric cochlear implant users. *Otolaryngol - Head Neck Surg* 2010 ; 142(2) : 247-53.

[202] Edwards TC, Huebner EC, Connell FA, Patrick DL. Adolescent quality of life of life, Part I: conceptual and measurement model. *J Adolesc* 2002 ; 25(3) : 275-86.

[203] Patrick DL, Edwards TC, Topolski TD. Adolescent quality of life. Part II: initial validation of a new instrument. *J Adolesc* 2002 ; 25 : 287-300.

[204] Kushalnagar P, Topolski TD, Schick B, et al. Mode of communication, perceived level of understanding, and perceived quality of life in youth who are deaf or hard of hearing. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2011 ; 16(4) : 512-23.

[205] Schick B, Skalkicky A, Edwards T, et al. School placement and perceived quality of life in youth who are deaf or hard of hearing. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2013 ; 18(1) : 47-61.

[206] Ravens-Sieberer U, Gosch A, Rajmil A, et al. KIDSCREEN-52 quality-of-life measure for children and adolescents. *Expert Rev Pharmacoecon Outcomes Res* 2005 ; 5(3) : 353-64.

[207] Rohlfal S, Ravens-sieberer U, Simeoni M, et al. Testing the structural and cross-cultural validity of the KIDSCREEN-27 quality of life questionnaire. *Qual Life Res* 2007 ; 16 : 1335-45.

[208] Razafimahafeta-Raeloana T, Farinetti A, Nicolas R, et al. Auto- et hétéroévaluation de la qualité de vie des enfants implantés cochléaires. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 2016 ; 133(1) : 29-33.

[209] Kubba H, Swan IRC, Gatehouse S. The Glasgow Children's Benefit Inventory: A new instrument for assessing health-related benefit after an intervention. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2004 ; 113(12) : 980-6.

[210] Perneger TW, Combesure C, Courvoisier DS. General population reference values for the french version of the euroqol EQ-5D health utility instrument. *Value Health* 2010 ; 13(5) : 631-5.

[211] Horsman J, Furlong W, Feeny D, Torrance G. The Health Utilities Index (HUI): concepts, measurement properties and applications. *Health Qual Life Outcomes* 2003 ; 1(54) : 1-13.

[212] Baumann C, Epelding ML, Régat S, et al. The WHOQOL-BREF questionnaire: French adult population norms for the physical health, psychological health and social relationship dimensions. *Rev Epidemiol Santé Publique* 2010 ; 58(1) : 33-9.

[213] McHorney C, Ware JE, Raczek J, Raczek AE. The MOS 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36): II. Psychometric and clinical tests of validity in measuring physical and mental health constructs. *Med Care* 1993 ; 31(3) : 247-63.

[214] Lepêche A, Ecosse E, Verdier A, Perneger TW. The French SF-36 Health Survey: Translation, cultural adaptation and preliminary psychometric evaluation. *J Clin Epidemiol* 1998 ; 51(11) : 1013-23.

[215] Robinson K, Gatehouse S, Browning GG. Measuring patient benefit from otorhinolaryngological surgery and therapy. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1996 ; 105(6) : 415-22.

[216] Gatehouse S. The Glasgow Health Status Questionnaires Manual. In: MRC Institute of Hearing Research, Glasgow Royal Infirmary, Glasgow, Scotland ; 1998. p. 1-37.

[217] Wiebe S, Guyatt G, Weaver B, et al. Comparative responsiveness of generic and specific quality-of-life instruments. *J Clin Epidemiol* 2003 ; 56(1) : 52-60.

[218] Patrick DL, Deyo RA. Generic and disease-specific measures in assessing health status and quality of life. *Med Care* 1989 ; 27(3) : 527-32.

[219] Patrick DL, Edwards TC, Skalkicky A, et al. Validation of a quality-of-life measure for deaf or hard of hearing youth. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2011 ; 145(1) : 137-45.

[220] Hintarmair M. Health-related quality of life and classroom participation of deaf and hard-of-hearing students in general schools. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2011 ; 16(2) : 254-71.

[221] Archbold SM, Lutman ME, Gregory S, et al. Parents and their deaf child: their perceptions three years after cochlear implantation. *Deaf Educ Int* 2002 ; 4(1) : 12-40.

[222] O'Neill C, Lutman ME, Archbold SM, et al. Parents and their cochlear implanted child: Questionnaire development to assess parental views and experiences. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004 ; 68(2) : 149-60.

[223] Nunes T, Pretzlik U, Ilıcak S. Validation of a parent outcome questionnaire on pediatric cochlear implantation. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2005 ; 10(4) : 330-56.

[224] Incesulu A, Vural M, Erkam U. Children with cochlear implants: parental perspective. *Otol Neurotol* 2003 ; 24 : 605-11.

[225] Nicholas JG, Geers AE. Personal, social, and family adjustment in school-aged children with a cochlear implant. *Ear Hear* 2003 ; 24(Suppl) : 69S-81S.

[226] Edwards L, Hill T, Mahon M. Quality of life in children and adolescents with cochlear implants and additional needs. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012 ; 76(6) : 851-7.

[227] Unanys AM, Jaffe DB, Lieu JEC. The HEAR-QL: quality of life questionnaire for children with hearing loss. *J Am Acad Audiol* 2011 ; 22(10) : 644-53.

[228] Rachakonda T, Jaffe DB, Shin JJ, et al. Validity, discriminative ability, and reliability of the hearing-related quality of life questionnaire for adolescents. *Laryngoscope* 2014 ; 124(2) : 570-8.

[229] Newman CW, Weinstein BE, Jacobson GP, Hug G. The Hearing Handicap Inventory for Adults: psychometric adequacy and audiometric correlates. *Ear Hear* 1990 ; 11(6) : 430-3.

[230] Hinderink JB, Krabbe PFM, Van Den Broek P. Development and application of a health-related quality-of-life instrument for adults with cochlear implants: The Nijmegen Cochlear Implant Questionnaire. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000 ; 123(6) : 756-65.

[231] Ambert-Dahan E, Laouenan C, Lebretonchel M, et al. Evaluation of the impact of hearing loss in adults: Validation of a quality of life questionnaire. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 2018 ; 135(1) : 25-31.

[232] Ventry JM, Weinstein BE. The Hearing Handicap Inventory for the Elderly: a new tool. *Ear Hear* 1982 ; 3(3) : 128-34.

[233] Beaton DE, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz MB. Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *SPINE* 2000 ; 25(24) : 3186-91.

[234] Hall D, Zaragoza Domingo S, Hamdache L, et al. A good practice guide for translating and adapting hearing-related questionnaires for different languages and culture. *Int J Audiol* 2017 ; 21 : 1-15.

[235] Schorr EA, Roth FP, Fox NA. Quality of life for children with cochlear implants: perceived benefits and problems and the perception of single words and emotional sounds. *J Speech Lang Hear Res* 2009 ; 52(1) : 141.

[236] Percy-Smith L, Caye-Thomasen P, Gudman M, et al. Self-esteem and social well-being of children with cochlear implant compared to normal-hearing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2008 ; 72(7) : 1113-20.

[237] Sahli S, Belgin E. Comparison of self-esteem level of adolescents with cochlear implant and normal hearing. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006 ; 70(9) : 1601-8.

[238] UNICEF. Rapport Annuel 2007 ; 2007. p. 1-40.

[239] Renard F, Delpire S, Deccache A. Évaluer la santé des adolescents en médecine scolaire: la qualité de vie comme complément aux indicateurs cliniques. *Arch Pédiatrie* 2004 ; 11(12) : 1438-44.

[240] Bullinger M, Schmidt S, Petersen C, Ravens-Sieberer U. Quality of life - Evaluation criteria for children with chronic conditions in medical care. *J Public Health (Bangkok)* 2006 ; 14(6) : 343-55.

[241] Eiser C, Morse R. Can parents rate their child's health related quality of life? Results of a systematic review. *Qual Life Res* 2001 ; 10(4) : 347-57.

[242] Heman-Ackah SE. The impact of cochlear implantation on recipient health-related quality of life. *Cochlear Implants* 2014 ; 235-47.

[243] Bevans K, Riley AW, Moon J, Forrest C. Conceptual and methodological advances in child-reported outcomes measurement. *Expert Rev Pharmacoecon Outcomes Res* 2010 ; 10(4) : 385-96.

[244] Eiser C, Varni JW. Health-related quality of life and symptom reporting: similarities and differences between children and their parents. *Eur J Pediatr* 2013 ; 172(10) : 1299-304.

[245] Lin FR, Niparko JK. Measuring health-related quality of life after pediatric cochlear implantation: A systematic review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006 ; 70(10) : 1695-706.

[246] Haute Autorité de Santé. Choix méthodologiques pour l'évaluation économique à la HAS. In: Guide méthodologique, Octobre 2011.

[247] Clarke SA, Eiser C. The measurement of health-related quality of life (QoL) in paediatric clinical trials: a systematic review. *Health Qual Life Outcomes* 2004 ; 2(2) : 66-71.

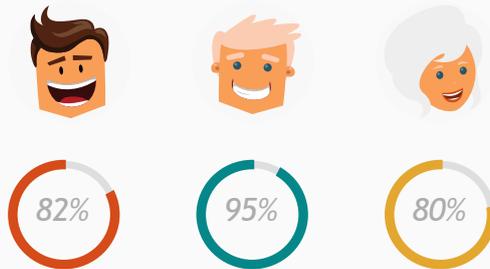
[248] Guyatt GH, Feeny DH, Patrick DL. Measuring health-related quality of life. *Ann Intern Med* 1993 ; 118(8) : 622-9.



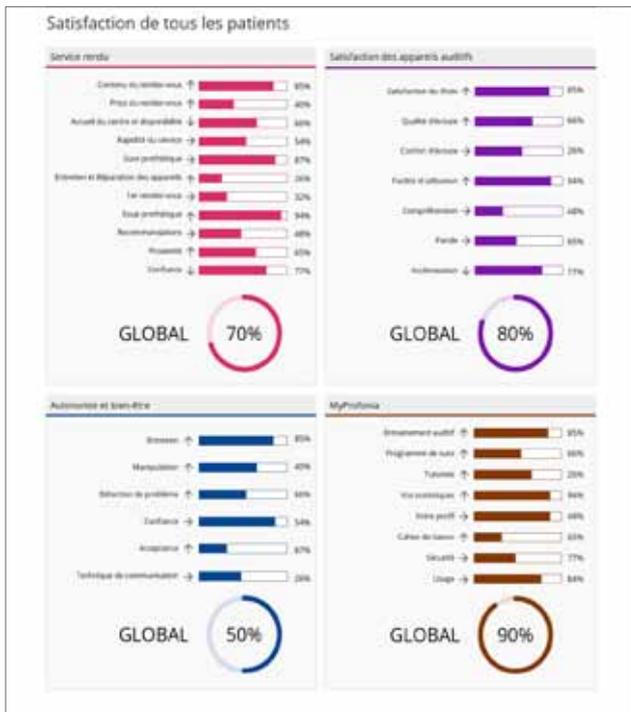
Satisfaction patient mesure de la qualité en temps réel*

Simple et rapide

Adapté aux personnes
avec une perte de motricité fine



Pour l'audioprothésiste



-  SERVICE RENDU
-  APPAREIL AUDITIF
-  AUTONOMIE ET BIEN-ÊTRE
-  SATISFACTION GLOBALE

 *Nécessaire dans le cadre de la certification Qualité AFNOR NF EN 1592

*Mettez-le en place avec vos patients
(idéal en salle d'attente)*

profonia.com



HearYourWay™



Premier pour iPhone. Premier pour Android™

Le seul processeur d'implant cochléaire doté d'une connectivité et d'un contrôle direct depuis un smartphone.

Chaque patient est unique, et sa solution auditive devrait l'être aussi. La technologie sans fil du processeur Nucleus® 7 leur offre de multiples options pour rester connectés à leurs proches et profiter d'activités variées.

Plus petit et plus léger¹ que les générations précédentes, Nucleus 7 allie confort de port, facilité d'utilisation et performances auditives prouvées.²

www.cochlear.fr

Lors d'un essai clinique,

90%

des utilisateurs ont trouvé plus pratique de contrôler leur processeur Nucleus 7 à l'aide de l'application Nucleus Smart.²



reddot award 2018
winner

Références

1. Cochlear Limited. D1190805. CP1000 Processor Size Comparison. 2017, Mar; Data on file.
2. Cochlear Limited. D1296247. CLTD 5620 Clinical Evaluation of Nucleus 7 Cochlear Implant System. 2017, Sep; Data on file.
Juillet 2018 FR201807-IC-PS-145

Le processeur Nucleus 7 est fabriqué par Cochlear Ltd - Australie. C'est un produit de santé DMIA, inscrit sur la LPP, sous le code 3497544. Il porte le marquage CE, organisme notifié CE 0123 - TÜV SÜD. Mentions légales complètes et fiches techniques disponibles sur simple demande. Lire attentivement le mode d'emploi avant toute utilisation.

Cochlear France SAS | 135 route de Saint Simon | CS 43574 | 31100 TOULOUSE - RCS 479 373 151 Toulouse

Consultez votre médecin ou professionnel de santé pour connaître les traitements possibles en matière de perte auditive. Il vous proposera des solutions adaptées à votre type de perte auditive. Tous les produits doivent être utilisés exclusivement conformément à la prescription d'un médecin ou d'un professionnel de santé. Tous nos produits ne sont pas disponibles dans tous les pays. Veuillez contacter votre représentant Cochlear. Pour plus d'informations, de conseils et de précautions, consultez le mode d'emploi. Cochlear, Hear now. And always, HearYourWay, Nucleus, True Wireless et le logo en forme d'ellipse sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited. Le processeur Nucleus 7 est compatible avec les appareils suivants : iPhone X, iPhone 8 Plus, iPhone 8, iPhone 7 Plus, iPhone 7, iPhone 6s Plus, iPhone 6s, iPhone 6 Plus, iPhone 6, iPhone SE, iPhone 5s, iPhone 5c, iPhone 5, iPad Pro (12,9 pouces), iPad Pro (9,7 pouces), iPad Air 2, iPad Air, iPad mini 4, iPad mini 3, iPad mini 2, iPad mini, iPad (4e génération) et iPod touch (6e génération) utilisant iOS 10.0 ou une version ultérieure. Apple, le logo Apple, le logo Made for iPad, le logo Made for iPhone, le logo Made for iPod, iPhone, iPad Pro, iPad Air, iPad mini, iPad et iPod touch sont des marques d'Apple Inc., déposées aux États-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc., déposée aux États-Unis et dans d'autres pays. Pour utiliser l'application Nucleus Smart pour Android, votre périphérique doit être équipé de la version Android 5.0 (Lollipop) ou ultérieure et prendre en charge la technologie Bluetooth version 4.0 et ultérieure. Pour obtenir la liste des périphériques compatibles, consultez <http://www.nucleusmartapp.com/android>. Android, Google Play et le logo Google Play sont des marques de commerce de Google LLC. Le logo Android est reproduit ou modifié à partir d'un modèle créé et partagé par Google. Il est utilisé conformément aux conditions décrites dans la licence Creative Commons 3.0. Informations exactes au mois de mai 2018. © Cochlear Limited 2018. D1456255 ISS1 AUG18 French (France only) Translation of D1440186 ISS1 JUN18

Made for
iPhone | iPad | iPod



Hear now. And always


Cochlear®



Corrélation des listes cochléaires de Lafon et SII par Aurical : Seuils d'audition au casque TDH-39 et aux inserts EAR 3A avec RECD

Quentin-Clément SNIATECKI Ecole d'audioprothèse de Bordeaux - sniateckiqc@gmail.com

Résumé

Le Speech Intelligibility Index (SII) normé par l'ANSI S3.5-1997 permet d'évaluer l'audibilité d'un signal vocal en fonction de multiples paramètres tels que la perte auditive, le gain d'insertion, etc.

On peut obtenir cet indice en réalisant une mesure du REAR (Real Ear Aided Response) par le module In-vivo de l'Aurical, puis à l'aide d'une fonction de transfert propre au matériel vocal on prédit l'intelligibilité. Il n'existe pas de telle fonction de transfert pour prédire l'intelligibilité des patients appareillés aux listes cochléaires de Lafon.

De plus, le calcul nécessite de connaître le seuil d'audition en dB SPL au tympan. L'audiométrie aux inserts avec mesure du RECD est la technique la plus précise disponible pour la majorité des audioprothésistes pour l'obtenir, cependant peu l'utilisent couramment. Peut-on alors utiliser cet indice calculé à partir d'un seuil obtenu au casque ?

Pour répondre à cette problématique, nous avons effectué deux audiométries tonales, une au casque et une seconde aux inserts avec mesure de RECD. A partir de ces seuils, deux séries de SII sont calculées, tout cela sur 30 patients appareillés. Puis les valeurs sont corrélées à leurs scores d'intelligibilité.

Les résultats montrent une forte corrélation entre les scores obtenus et ceux prédits grâce aux fonctions de transfert déterminées. Cependant la précision est moindre avec les seuils casque et nécessite en plus l'utilisation d'une fonction de transfert différente.

1 Introduction

1. Le SII : définition

En 1947, les laboratoires BELL avec French et Steinberg développent l'Indice d'Articulation (AI) afin de mesurer l'audibilité d'un message en sortie de ligne téléphonique, celui-ci est ensuite normalisé par l'ANSI S3.5-1969. L'audibilité dépend en premier lieu du niveau d'émission du message, de son émergence s'il y a présence d'un fond sonore et du seuil d'audition de la personne réceptrice.

Puis une réforme du calcul a été proposée dans les années 1980 afin d'y intégrer de nouveaux indices moyens de pondération fréquentielle en fonction de leur importance dans l'intelligibilité d'un message (Pavlovic, 1987).

Le Speech Intelligibility Index (SII) est un calcul plus récent et plus sophistiqué introduit par la norme ANSI S3.5-1997 (Journal of the Acoustical Society of America, 1997). Il introduit des nouveaux paramètres tel que le masquage, la réverbération, l'écrêtage, la compression mais également des désensibilisations entre autres. Sa formule générale est :

$$SII = \sum_{i=1}^n I_i \cdot A_i$$

- n : le nombre de bandes critiques ²¹, d'égalités contributions ¹⁷, de tiers d'octave ¹⁸ ou d'octave ⁶
- I_i : l'indice d'importance (le poids en %) de chaque bande fréquentielle i , dépendant du matériel vocal utilisé

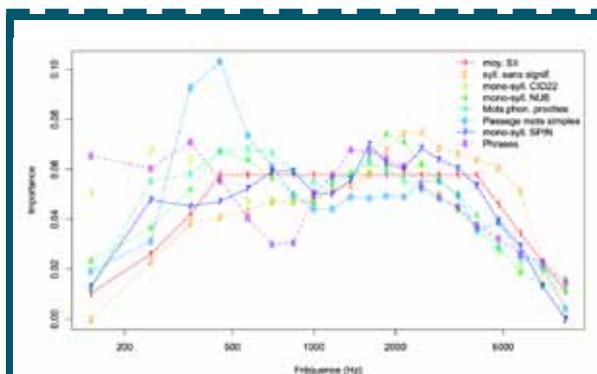


Figure 1. Importances des bandes fréquentielles selon le matériel vocal utilisé (Delerce 2013)

- A_i : la proportion du message vocal audible dans chaque bande i :

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

A_i prenant des valeurs allant de 0 (Emergence de la dynamique de parole nulle) à 1 (Emergence maximale, 30dB sur 30dB possible).

Afin de connaître l'émergence du signal au plus juste chez les personnes appareillées, il est nécessaire que le calcul se réalise au niveau du tympan et donc par rapport à un seuil en dB SPL (SPLoGramme). Cela soulève un problème connu : celui des distorsions entre la mesure du seuil d'audition en dB HL et sa transformation en dB SPL au tympan.

2. Le SPLoGramme : casque ou inserts + RECD

L'audition est déterminée pour X dB SPL au tympan qui est une valeur fixe. L'intensité nécessaire pour obtenir cette valeur varie en fonction des caractéristiques anatomiques propre à chaque patient.

Les différents transducteurs ont été normalisés sur des coupleurs de 6cc pour le casque et de 2cc pour les inserts qui sont censés représenter respectivement le volume de la conque + conduit auditif externe (ISO 389-1) et le volume résiduel du canal auditif externe (ISO 389-2).

Pour X dB HL nous connaissons la valeur Y dB SPL atteinte en fond de coupleur. Cependant les volumes sont propres à chaque patient et donc les coupleurs ne sont pas universels.

Il est nécessaire d'appliquer des corrections entre le coupleur et l'oreille afin d'estimer les niveaux en dB SPL au tympan. C'est lors de ces corrections que les erreurs sont introduites. En effet ces correctifs sont des valeurs moyennées observées en général sur de faibles échantillons et ne révélant pas les différences anatomiques de chaque patient. Les écarts inter-individuels peuvent atteindre 20dB au niveau du tympan pour un même niveau d'émission HL sur un transducteur identique (Keller 2006).

La différence entre le volume 6cc et l'oreille de chaque patient n'est pas mesurable, le SPLoGramme obtenu par le casque est donc basé sur des valeurs moyennes ne représentant pas la réalité de chaque patient. Cependant la différence entre le 2cc et l'oreille est quant à elle mesurable par l'audioprothésiste il s'agit du RECD, ce qui permet d'approcher très précisément le niveau en dB SPL au tympan déclenchant la sensation auditive lors de l'audiométrie avec les inserts et la mesure de celui-ci. On obtient un SPLoGramme tenant compte des caractéristiques anatomiques du patient.

NB : Il est possible par contre de mesurer directement les seuils en dB SPL au fond de conduit par le REDD (Real Ear to Direct Dial) qui consiste grâce à une sonde, à mesurer directement la valeur en dB SPL au tympan lors de l'envoi de X dB HL par l'audiomètre, malheureusement cette mesure a disparu du matériel disponible actuellement chez la majorité des audioprothésistes.

Que vaut alors le calcul de SII lorsque les seuils sont obtenus avec une audiométrie au casque ?

3. Le SII et l'Audioprothèse

La formule de base de cette norme se veut générale car elle doit répondre à plusieurs utilités. Elle est effectivement utilisée dans divers domaines outre la téléphonie.

Le SII est un indice assez robuste comportant de nombreux phénomènes acoustiques. Il est alors intéressant pour prédire l'intelligibilité et c'est ce que cherchent à rétablir les appareils auditifs. Certains fabricants d'aides auditives revendiquent alors utiliser un calcul à la volée du SII afin de pouvoir l'améliorer en continu grâce aux traitements de signaux entre autres et restituer le plus d'audibilité (Morris, 2010). Il en est de même pour certaines méthodologies de correction auditive qui utilisent elles aussi un calcul du SII (Dillon, Keidser, & Ching, 2012) (Keidser, Dillon, Carter, & O'Brien, 2012).

Cependant afin d'être appliqué à l'audioprothèse, le calcul peut être pondéré par d'autres facteurs afin de rendre compte des difficultés autre que l'audibilité rencontrés par les personnes malentendantes. Ils permettent un calcul de SII intégrant.

Ces facteurs sont exposés ci-dessous (Delerce, 2013) :

- Une distorsion liée au niveau sonore : Le facteur D introduit cet effet. Lorsque le niveau sonore augmente, cela n'augmente forcément l'intelligibilité. Au contraire, élever le niveau de la voix ne rend pas l'information plus compréhensible, au contraire même, surtout chez le malentendant, cela est délétère pour l'intelligibilité du message (Sherbecoe & Studebaker, 2003).

- L'effet de la perte auditive : outre la perte quantitative d'information, il y a également une perte qualitative conjointe (perte de sélectivité fréquentielle, augmentation des délais de traitement neuronales, problèmes d'intégrations, etc) de l'information restante ou restituée. Ce facteur tente de quantifier la dégénérescence du système auditif en globalité pour obtenir l'audibilité efficace (Ching, Dillon, Katsch, & Byrne, 2001).

- L'effet de l'âge : Le facteur K permet d'appliquer au calcul du SII l'impact de l'âge sur l'intelligibilité. Il rend compte des capacités cognitives en baissent lors du vieillissement ainsi que celles d'attention et de concentration.

Actuellement les chaînes de mesures utilisent une analyse percentile en temps réel de la dynamique de la parole (Cole 2009). En effectuant cela lors de la mesure In-vivo, elles peuvent donc calculer précisément le SII en analysant l'émergence des informations vocales au-dessus du seuil d'audition des patients. On peut alors obtenir la valeur du SII en effectuant une mesure de REAG au niveau souhaité.

D'après la notice et des informations ayant pu être recueillies il faut noter que la chaîne de mesure Aurical New, utilise un calcul du SII suivant la norme ANSI S3.5-1997, appliqué par bande de tiers d'octave en prenant en compte le gain d'insertion et en effectuant un masquage ascendant sur la parole et le bruit.

Il faut noter que la valeur du SII calculée n'est pas directement le score d'intelligibilité à obtenir. Il est nécessaire d'utiliser une fonction de transfert propre à chaque matériel vocal afin de pouvoir prédire l'intelligibilité à partir d'une valeur de SII. L'équation de ces fonctions de transfert est une sigmoïde (Fletcher & Galt, 1950), elle permet simplement en y intégrant la valeur de SII (entre 0 et 1) d'obtenir S qui est le score d'intelligibilité lié entre 0 et 100%.

$$S = (1 - 10^{-SII/Q})^N$$

Les coefficients N et Q déterminent la pente et la courbe et sont dépendants du matériel vocal. C'est grâce à ces fonctions de transfert que nous obtenons la corrélation entre SII et scores prédictifs. De ce fait un même SII prédit des scores différents d'intelligibilité en fonction du matériel vocal utilisé et des coefficients N et Q (Poulsen 2005).

De telles fonctions de transfert ont été créées principalement en étudiant les corrélations entre SII et scores vocaux sur des sujets normo-entendants (Sherbecoe & Studebaker & Gilmore, 1993).

Ces fonctions de transfert sont basées sur des tests vocaux anglo-saxon et peu d'études ont été effectuées sur des sujets malentendants appareillés. Il n'y en a alors que peu de déterminé pour des patients appareillés avec des tests vocaux français, seulement des fonctions de transfert pour le test syllabique de Franck LEFEVRE (Lefèvre 2015). Les autres tests vocaux français n'en possèdent pas.

4. Les listes cochléaire de Lafon

Le fait d'utiliser les listes cochléaires de Lafon à l'avantage d'augmenter la précision des résultats mais également d'augmenter le nombre d'items sans augmenter considérablement le temps de passation. Il est plus intéressant d'utiliser le phonème comme unité d'erreur et non le mot (Boothroyd, 2008). Le test est employé pour préciser l'atteinte périphérique et mesurer les distorsions phonétiques de chacune des oreilles. Les listes ne possèdent pas d'articles définis avant chaque mot, de ce fait la suppléance mentale



rentre moins en compte qu'avec les listes de Fournier par exemple. Tout cela fait des listes cochléaires un matériel vocal important dans la pratique de l'audioprothèse pour déterminer les scores de compréhension.

De plus ces listes sont très répandues et facilement utilisables par tous les audioprothésistes, elles sont également présentes sur les disques du Collège National d'Audioprothèse. Il semble alors intéressant de pouvoir estimer un score d'intelligibilité à ces listes par une mesure du SII.

Notre problématique est donc la suivante :

Quelle est la corrélation entre les valeurs de SII recueillies sur des patients appareillés et leurs scores aux listes cochléaires de Lafon ? Que vaut-elle pour des seuils obtenus au casque ?

2

Matériel et méthode

1. Critères

Comme les listes cochléaires de Lafon sont utilisées, les personnes dont le français n'est pas leur langue natale ou ne le maîtrisant pas suffisamment ont été exclues.

Les personnes sont toutes appareillées depuis 1 an au minimum avec un port satisfaisant afin d'avoir un réglage bien adapté et efficace. Les patients testés ne sont que des adultes étant capables de comprendre les consignes. On étudiera chaque oreille indépendamment, la mesure du SII se faisant par oreille.

2. Procédure de test

Avant d'appliquer le protocole de test, chaque patient se voyait subir une otoscopie et ses appareils auditifs étaient contrôlés et nettoyés (piles, microphones, écouteurs, embout ou coque...).

Dans le but de répondre à la problématique, il faut réaliser deux séries de mesures de valeurs de SII. Une première série basée sur une audiométrie au casque et une seconde basée quant à elle sur une audiométrie aux inserts accompagnée de la mesure du RECD.

2.1. Audiométrie au casque

L'audiométrie liminaire est faite sur les octaves ainsi que sur les demi octaves (125-8000 Hertz)

Les seuils sont obtenus en décibels HL (Hearing Level) or comme vu en introduction le calcul du SII se fait au niveau du tympan et donc d'après un seuil en décibels SPL (Sound Pressure Level) aussi appelé SPLoGramme.

- Au casque : $\text{dB SPL} = \text{dB HL} + \text{RETSPL dans le 6cc} + 6\text{cc to ED}$ (Cox, 1986)

On obtient un SPLogramme statistique ne prenant pas en compte les caractéristiques individuelles de chaque patient.

2.2. Audiométrie aux inserts

Cette audiométrie est effectuée avec la même méthode que la précédente pour ne pas perturber les réponses des patients. On obtient à nouveau un seuil en dB HL que l'on transpose en SPLoGramme.

- Aux inserts : $\text{dB SPL} = \text{dB HL} + \text{RETSPL dans le 2cc} + \text{RECD}$

Le RECD est donc mesuré sur chaque patient, cela permet d'approcher très précisément le niveau en dB SPL au tympan déclenchant la sensation auditive et par conséquent un SPLoGramme prenant en compte les caractéristiques inter-individuelles.

2.3. RECD

La mesure du RECD fait intervenir la mesure In-vivo, une calibration de la pièce ainsi que des sondes en linéarisant leurs courbes de réponses est réalisée préalablement avant chaque patient.

La sonde est ensuite placée dans le conduit auditif externe à 5mm du tympan pour éviter le phénomène des ondes stationnaires lors de la mesure (GILMAN et DIRKS, 1986).

Cette mesure doit être réalisée avec le même couplage que l'audiométrie, nous la ferons alors avec la mousse. De plus, la mesure du RECD est celle dite HA1 pour éviter la discordance d'impédance acoustique introduite entre l'étape oreille et l'étape coupleur (Delerce, 2017).

Le RECD effectué suit les normes ANSI S3.46-2013 et IEC 61669 :2015.

2.4. Mesures des valeurs de SII

Avant de procéder aux mesures des REAR (Real Ear Aided Response) donnant les valeurs de SII associées il est nécessaire de :

- Vérifier que la sonde soit placée avec la même profondeur d'insertion (bague) et effectuer à nouveau une mesure du REUG afin de s'assurer que les mesures seront effectuées dans les bonnes conditions.
- Faire une égalisation MPSE (Modified Pressure with Stored Equalization) afin d'éviter des fluctuations du niveau d'émission. En effet, un signal de parole (ISTS) est utilisé, c'est un signal fluctuant, il faut donc désactiver le microphone de référence lors des mesures et placer le patient dans le champ direct (Sanchez, 2012 et Shaw, 2010). La linéarisation et la calibration du local de mesure sont préalablement effectuées via le logiciel.

Le logiciel effectue les mesures en bilatérales, à des niveaux de voix faibles (55 dB SPL), moyens (65 dB SPL) et forts (75dB SPL).

Ces mesures In-vivo sont faites avec l'ISTS (International Speech Test Signal) : il s'agit d'un signal standardisé représentant la parole, il est utilisable dans le monde entier, possédant des caractéristiques phonétiques correspondant à une moyenne internationale.

Tout cela permet à ce signal de ne pas être reconnu comme du bruit par les aides auditives et de ne pas activer les traitements de réduction du bruit ou les débruiteurs lors des mesures REM (Real Ear Measurement) (Holube, Fredelake, Vlaming, & Kollmeier, 2010).

Les valeurs de SII calculés par la chaîne de mesures à chaque niveau d'entrée pour chaque oreille sont relevées. Deux séries de mesures sont réalisées basées sur les deux SPLoGrammes obtenus précédemment.

2.5. Audiométrie vocale

L'audiométrie vocale effectuée oreille par oreille appareillée, commençant par l'oreille possédant le meilleur seuil d'audition. L'oreille controlatérale occlue par une mousse 3A Airlink bouchée à son extrémité, pas de masquage afin de ne pas retentir sur l'intégration du signal et sur la compréhension. L'erreur retenue est le phonème pour conserver les avantages des listes cochléaires de Lafon.

Ces audiométries vocales sont réalisées aux intensités précédentes (55,65 et 75 dB SPL) pour correspondre aux valeurs des SII mesurées

3. Résultats et analyse statistique

Patients testés

La répartition est de 14 femmes et de 16 hommes pour un total de 55 oreilles.

L'échantillon testé avait en moyenne 75,5 ans, appareillé il y a 6 ans. Leur temps de port est de 11 heures par jour.

Les 55 oreilles testées ont une perte d'audition comprise entre 30 dB HL et 75 dB HL avec : 14% de perte légère ; 55% de perte moyenne 1^{er} degré ; 24% de perte moyenne 2nd degré et 7% de perte sévère. La perte d'audition moyenne (PTA) est de 50 dB HL avec un audiogramme de type presbyacousie.

4. Audiométrie

4.1. RECD

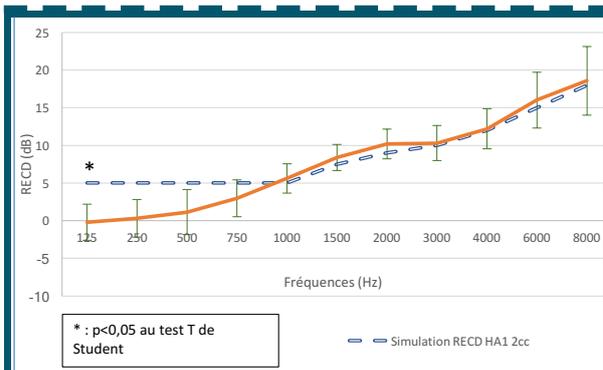


Figure 2. RECD moyen HA1 mousse de la population et simulation

Le RECD moyen observé dans la population n'est significativement différent qu'à la fréquence 125Hz au test T de Student par rapport au RECD simulé mais avec des écarts inter-individuels importants.

4.2. Seuils SPL

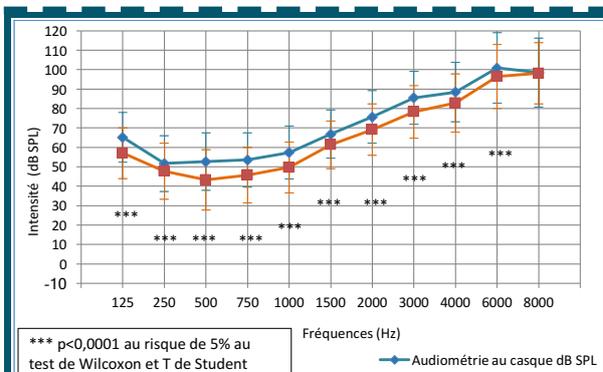


Figure 3. Seuils d'audition dB SPL casque et inserts

Les seuils d'audition au tympan en dB SPL sont significativement différents au risque de 5% au test de Wilcoxon et au test T de Student pour données appariés exceptés à 8000 Hz.

Les seuils au casque sont plus bas que ceux aux inserts avec RECD personnalisé.

5. Vocales aux listes cochléaires de Lafon

Les audiométries vocales effectuées à 55dB SPL couvrent tous les scores allant de 0 à 100% d'intelligibilité avec 50% compris entre 40 et 80%. Alors qu'à 65dB les scores sont plus concentrés en allant de 45% à 100% avec 50% entre 75 et 95%. Le phénomène est encore plus marqué avec les scores à 75dB SPL.

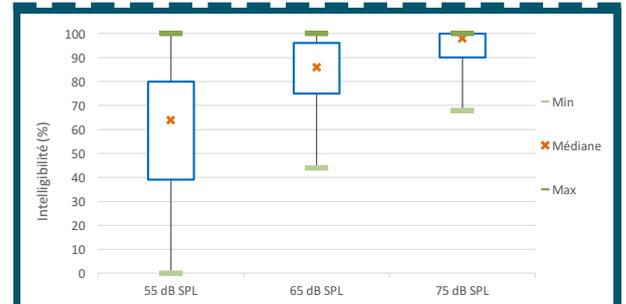
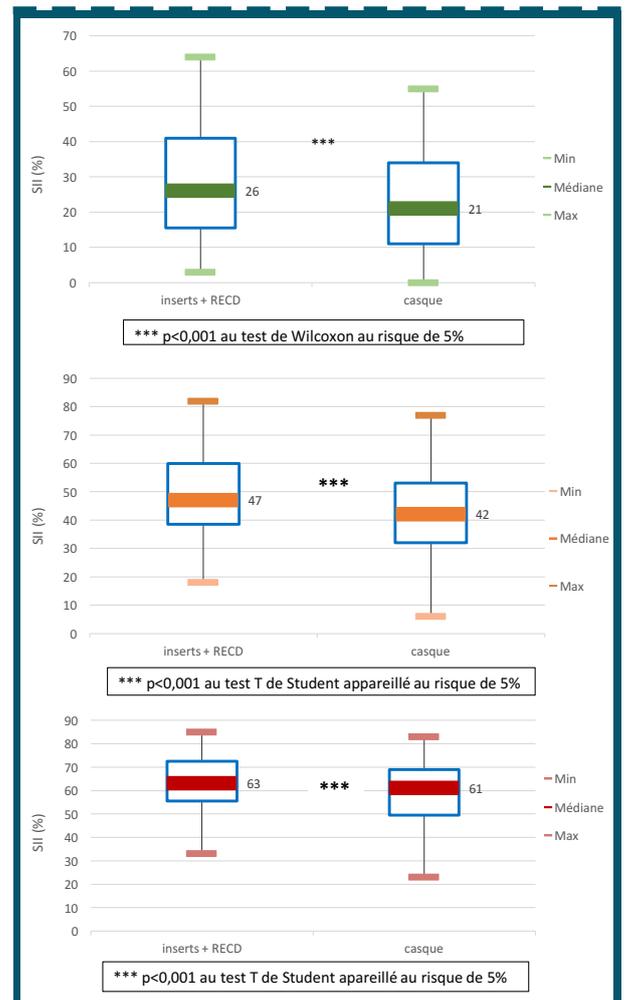


Figure 4. Répartition des scores vocaux aux listes cochléaires de Lafon

6. Valeurs de SII

Les valeurs sont réparties de façon significativement différentes au test T de Student apparié au risque de 5% entre celles calculées avec le seuil au casque ou celles avec le seuil aux inserts + RECD.



Figures 5,6 et 7. Répartition des valeurs de SII pour 55, 65 et 75 dB SPL



7. Corrélation SII et scores vocaux

Les fonctions de transfert qui sont déterminées sont de la forme ci-dessous :

$$S = (1 - 10^{-SII/q})^N$$

Les fonctions présentées sont celles pour toutes intensités confondues pour plus de précision dans l'élaboration des coefficients. On corrèle alors les scores mesurés et ceux prédits par les fonctions de transfert à partir des SII mesurés.

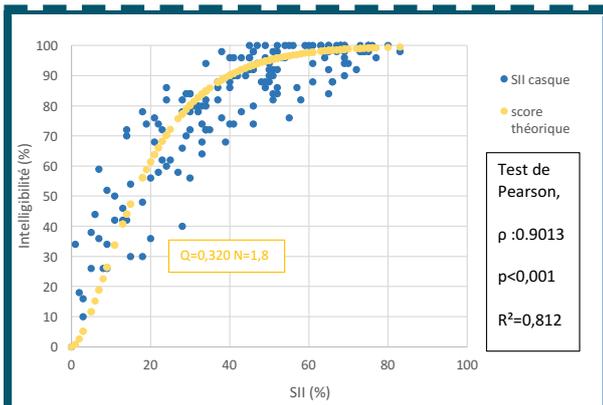


Figure 8. Fonction de transfert générale pour seuils au casque

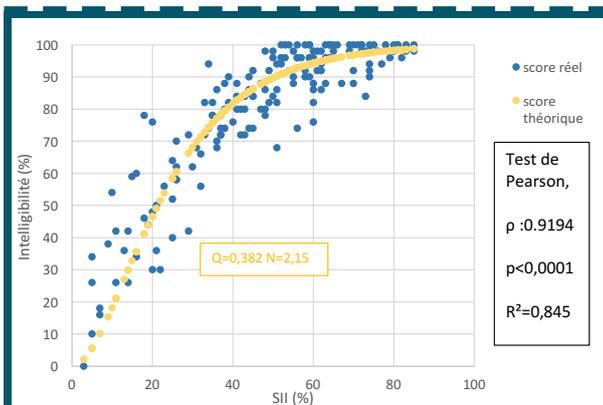


Figure 9. Fonction de transfert générale pour seuils aux inserts + RECD

8. Différences entre fonctions de transfert au casque et aux inserts + RECD

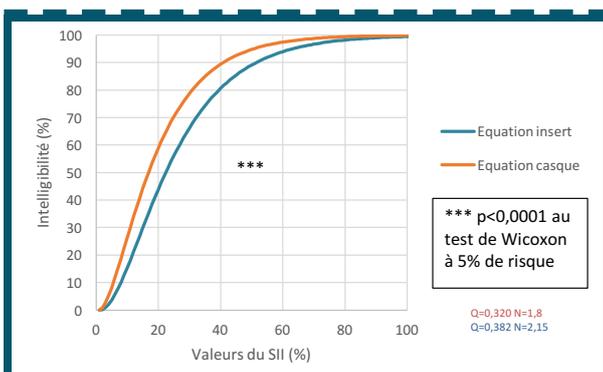


Figure 10. Fonctions de transfert générales pour seuils au casque et seuils aux inserts

La fonction de transfert pour les seuils aux casques prédit de meilleurs scores vocaux pour un même SII que celle pour seuils aux inserts afin de compenser la transformation HL - SPL pessimiste au casque.

9. Répartition des écarts de prédiction avec seuils aux inserts

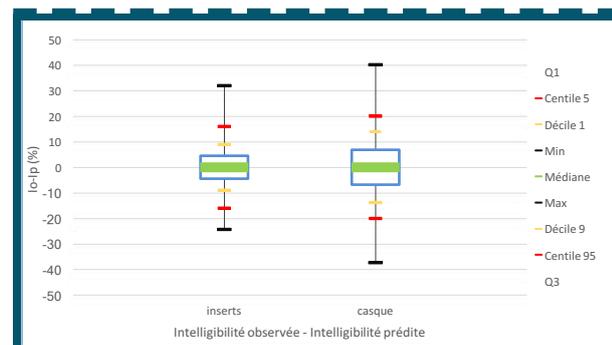


Figure 11. Répartition des écarts de prédiction du SII aux inserts et au casque

Ces écarts de prédiction ne sont ni pessimistes ni optimistes en moyenne mais bien centré ce qui nous indique une bonne détermination des coefficients des fonctions.

Les écarts de prédiction pour les seuils aux inserts sont situés pour 50% de la population à +/- 4% contre +/- 7% pour les seuils casque.

La différence se fait surtout ressentir pour les extrêmes avec des écarts allant jusqu'à +40% et -37% alors qu'en mesurant les seuils avec les inserts et en utilisant la bonne fonction de transfert on retrouve des écarts allant de +32% à -24%.

Ces écarts extrêmes peuvent paraître importantes cependant après un calcul des centiles 10 et 90 on trouve des écarts de prédiction allant de +/- 9% pour 80% des patients (+/- 14% pour le casque) ceux-ci montant ensuite à +/- 16% pour les centiles 5 et 95 soit regroupant 90% des patients (+/- 20% pour le casque).

Il n'y a aucune corrélation entre ces écarts de prédictions et d'autres facteurs recueillis comme l'âge, la perte d'audition, le temps de port...

3

Discussion

1. Audiométrie

La perte d'audition est surestimée au casque par rapport aux inserts.

On s'aperçoit également que le RECD moyen mesuré sur la population étudiée est très proche de la valeur du RECD HA1 simulé excepté dans les basses fréquences (probablement dû aux éventuelles fuites acoustiques). Nous retrouvons donc des valeurs de RECD identiques dans cet échantillon testé à celles moyennées sur la population lors des études faites précédemment.

Cependant la répartition des RECD dans cette étude est étendue, il est alors préférable d'effectuer la mesure afin d'obtenir un seuil personnalisé.

On obtient des écarts entre les seuils SPL casque et inserts évalué en moyenne entre 5 et 10dB (de 125 à 6000Hz), de plus 50% des écarts se situent à 6dB de cette médiane. Les écarts peuvent

atteindre +20dB, défavorable pour le seuil au casque. Les variabilités étant importantes, cela impacte les mesures futures comme le SII. Ces résultats sont en adéquations avec ceux attendus et ceux obtenus lors d'autres études comme celle de Nadège DURAND lors de son mémoire D.E. d'Audioprothèse de 2010.

Concernant la répartition des audiométries vocales en fonction du niveau, on observe lors de la réalisation des courbes de transfert, une courbe plus représentative à 55dB SPL, en effet, nous manquons d'informations sur les valeurs basses aux autres niveaux.

2. SII

Les valeurs de SII sont différentes entre celles obtenues à partir des seuils au casque et celles à partir des seuils aux inserts avec RECD. Les valeurs sont meilleures avec les seuils aux inserts et ce peu importe l'intensité. La différence étant tout de même moindre à 75dB SPL (de 2% contre 5%).

Ceci est logique puisque le SPLoGramme obtenu sur la base de l'audiométrie au casque étant plus élevé, la quantité d'énergie acoustique estimée arrivant au tympan au-dessus de ce seuil est moindre par rapport aux inserts et le calcul en résultant est plus faible.

3. Corrélation

En déterminant les fonctions de transfert, on comprend l'influence d'un paramètre repéré précédemment. En effet au vu des dispersions différentes de scores vocaux en fonction du niveau d'entrée, les fonctions de transfert sont déterminées sur une grande diversité de scores pour le niveau de voix faible. Alors qu'elles sont déterminées sur des scores moyens à élevés pour un niveau de voix moyen et uniquement sur des scores élevés pour un niveau de voix fortes. Cependant cela s'avère rassurant au point de vue de la correction auditive des patients.

Lorsque l'on effectue les fonctions de transfert en prenant en compte tous les niveaux d'intensité on s'aperçoit que la courbe est proche de celle du niveau à 55dB SPL comme attendu, les différences sont dues au poids et donc à la précision supplémentaire apportée par les valeurs des niveaux d'entrée à 65 et 75dB SPL.

Les seuils obtenus aux inserts étant plus précis en dB SPL au tympan il est logique d'obtenir des valeurs de SII plus justes également. Cela se vérifie également lors de l'établissement des coefficients de corrélations entre intelligibilité observée et intelligibilité prédite grâce aux fonctions de transfert.

Il est de 0,845 pour la fonction générale avec seuils inserts contre 0,812 pour celle avec seuils casque.

En effet les courbes pour les seuils casque donnent des scores d'intelligibilité prédite supérieurs à celles pour les seuils inserts à nouveau en accord avec les résultats que l'on a mis en évidence précédemment.

Toutefois, avec une forte corrélation de 0,845 (ou 0,812 pour le casque) entre l'intelligibilité observée et celle prédite par la fonction de transfert il existe des écarts de prédictions très variables.

De plus si on utilise la fonction de transfert pour seuils inserts + RECD alors que les seuils sont eux déterminés par le casque TDH-39, la prédiction sera plus pessimiste et moins précise. Il vaut alors mieux utiliser une fonction de transfert dédiée ce qui rendra la prédiction plus juste.

Le fait de ne pas déterminer les seuils par les inserts avec une mesure de RECD mais par le casque a une incidence que l'on connaît tous en audioprothèse et cette étude le montre également avec une estimation des seuils en dB SPL au tympan différente, de même pour les mesures de valeurs de SII mais aussi sur la précision de la prédiction qui est moins bonne.

Avec un écart de +/- 9% encadrant 80% de la population avec 4% d'erreur pour 50% de cette même population fait de la mesure du SII, sur la base d'une audiométrie aux inserts avec RECD, un indice suffisamment fiable et robuste pouvant être utilisé par les audioprothésistes utilisant les listes cochléaires de Lafon afin d'avoir une idée des scores d'intelligibilité à obtenir par le patient appareillé. Pour l'origine de ces écarts de prédictions cette étude n'a pas pu mettre en avant de corrélation avec les paramètres recueillis tels que la perte d'audition et l'âge (pris en compte dans le calcul du SII), ni avec l'âge lors du premier appareillage et le nombre d'année d'appareillage, ni avec le temps de port de l'appareillage.

4. Limites

Cette étude possède plusieurs limites qui n'ont pu être supprimées pour l'élaboration des fonctions de transfert et l'évaluation de leur prédiction :

- La mesure de valeurs de SII est basée sur l'émergence du signal par rapport au seuil d'audition au tympan en dB SPL. La détermination de ce seuil est une mesure subjective et donc tout naturellement limitée en précision. Il est également possible que des erreurs de compréhension de consignes perturbent les résultats des audiométries tonales et vocales.
- La récupération de certaines données comme le temps de port ou l'âge lors du premier appareillage dépendent du patient et du data Logging, ces données peuvent alors posséder quelques erreurs.
- Il est également possible qu'une panne intermittente ou une défectuosité de l'appareillage soit passée inaperçue et ait faussé les tests.
- Il s'agit d'une étude clinique et de ce fait la fatigue, la concentration ou encore l'état cognitif des patients rentrent en compte.
- On retrouve un effet plafond sur les courbes à 75dB SPL.

De plus, les appareils actuels sont très perfectionnés et possèdent de nombreux algorithmes et traitement de signaux mais également des microphones directionnels. Tout cela a pour but d'améliorer l'audibilité et donc l'intelligibilité. C'est pour cela que de nombreux fabricants utilisent le SII qui en est un bon indice afin de l'intégrer dans les calculs réalisés par les algorithmes. Toutefois les appareils et ses traitements de signaux, compressions ou d'éventuelles distorsions peuvent détériorer la qualité du signal sonore et porter atteinte à l'intelligibilité du patient en entraînant des confusions phonétiques.

L'appareillage permet de restituer de l'audibilité au patient, mesurable grâce au SII, cependant celle-ci n'est qu'une partie de l'intelligibilité qui dépend entre autres de l'état physiologique de l'oreille et de l'intégration cognitive des informations apportées. On devrait alors parler d'un indice d'audibilité plus que d'intelligibilité (Hornsby, 2004).



4 Conclusion

Cette étude a permis l'élaboration des fonctions de transfert de la forme suivante :

$$S = (1 - 10^{-SII/Q})^N$$

Il a également été mis en avant que la mesure du SII permet de prédire l'audibilité même lorsque l'on utilise un seuil d'audition mesuré au casque néanmoins il est nécessaire d'utiliser une fonction de transfert différente mais également de savoir que la précision est moindre que lors de l'utilisation d'inserts avec mesure du RECD.

Les deux fonctions de transfert sont les suivantes :

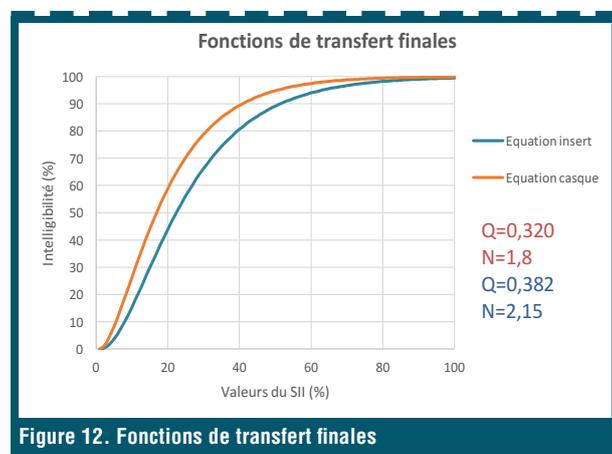


Figure 12. Fonctions de transfert finales

Le SII est une mesure suffisamment fiable qui grâce aux fonctions de transfert permet de prédire l'intelligibilité, il ne faut cependant pas oublier que cela possède des limites et que des écarts importants sont susceptibles d'être observés.

De plus grâce à l'Aurical couplé au Freefit 2.0 lors d'une mesure In-vivo du REAG, l'audioprothésiste peut connaître avec la valeur du SII affichée la quantité d'énergie restituée au tympan et avoir une idée de l'intelligibilité à observer aux listes cochléaires de Lafon avec ces fonctions de transfert. Cela peut avoir son importance dans certains cas où l'audiométrie vocale est difficilement applicable mais elle ne remplace pas celle-ci qui apporte des informations supplémentaires comme les erreurs phonétiques...

La mesure du SII étant de plus en plus présente en audiologie comme exposée en introduction il est important de connaître cet outil de prédiction mais également ne pas oublier ses limites.

5 Bibliographie

ANSI S3.5-1997 (1997), *Journal of the Acoustical Society of America*

BOOTHROYD A (2008). The performance/intensity function: an underused resource. *Ear Hear*; 29(4):479-491

CHING, T. Y., DILLON, H., KATSCH, R., & BYRNE, D. (2001). Maximizing effective audibility in hearing aid fitting. *Ear and hearing*, 22(3), 212-24.

COLE, B. (2009). *SpeechMapping AudioScan*.

COX, R. M. (1986). NBS-9A coupler-to-eardrum transformation: TDH-39 and TDH-49 earphones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(1), 120-3

DELERCE X.(2013), Intelligibilité prédite, intelligibilité perçue, première partie, le SII (Speech Intelligibility Index) en audioprothèse. *Les cahiers de l'audition*, volume 26, N°3, Mai Juin 2013, p28-32

DELERCE X (2017), Mesures et usages du RECD par l'audioprothésiste. *Nouvelles normes et futur des mesures Analyse et implications des normes ANSI S3.46-2013 et IEC 61669 :2015*, *Les cahiers de l'audition V.30*, Mars/Avril 2017 N2

DILLON, H., KEIDSER, G., & CHING, T. (2012). The NAL-NL2 prescription method for hearing aids, 1- 29

DURAND N. (2010), Conversions des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL tympan : La mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ?, *Mémoire D.E.*

GILMAN et DIRKS (1986), p.786, *Journal of the Acoustics Society of America*, 80p.

HOLUBE, I. (2005). Report for workpackage 1 " Review and analysis " of " Development and Test of Speech-like test signals for hearing instruments ."

HOLUBE, I., FREDELAKE, S., VLAMING, M., & KOLLMEIER, B. (2010). Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *Int J Audiol*, 49 (12), 891- 903

HORNSBY, B. W. Y. (2004). The Speech Intelligibility Index : What is it and what ' s it good for ? *The hearing journal*, 57(10), 10-17.

KEIDSER, G., DILLON, H., CARTER, L., & O'BRIEN, A. (2012). NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends in amplification*, 16(4), 211-23

KELLER, J. N. (2006). Loudness discomfort levels : a retrospective study comparing data from pascoe (1998) and washington university school of medicine.

MORRIS, D. (2010). The speech enhancer in MIND440

PAVLOVIC, C. V. (1987). Derivation of primary parameters and procedures for use in speech intelligibility predictions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 82(2), 413-422

POULSEN, T. (2005). *Acoustic Communication - Hearing and Speech*, (August)

SANCHEZ,C (2012). La mesure in-vivo et les appareillages ouverts. *Audio infos*, (170), 58-61

SHAW, P. (2010). Are real-ear measurements (REM) accurate when using the modified pressure with stored equalization (MPSE) method? *International Journal of Audiology*, 49(6), 463-6.

SHERBECOE & STUDEBAKER & Gilmore (1993), Frequency importance and transfer functions for the Auditec of St.Louis recording of the NU-6 Word test, *J Sp Hear Res*, volume 36, n°4, pages 799-807

SHERBECOE, R. L., & STUDEBAKER, G. a. (2003). Audibility-index predictions of normal-hearing and hearing-impaired listeners' performance on the connected speech test. *Ear and hearing*, 24(1), 71-88

WIDEX EVOKE™

HEARING HAS EVOLVED



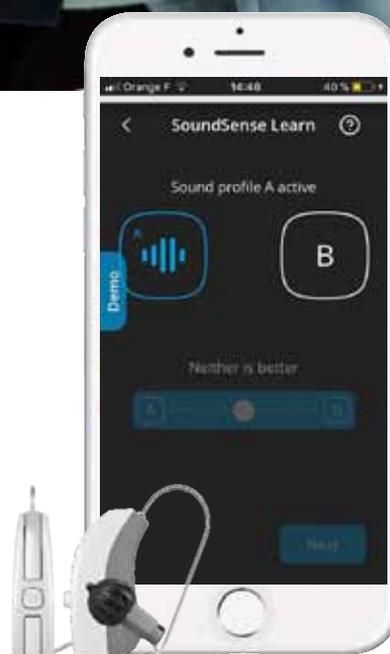
LA PREMIÈRE AIDE AUDITIVE INTELLIGENTE AU MONDE

La nouvelle aide auditive **WIDEX EVOKE™** propose une **automatisation intelligente**, ainsi que des fonctions **intuitives** contrôlées par l'utilisateur.

Elle exploite l'apprentissage automatique pour créer la **meilleure expérience d'écoute** en s'appuyant sur le **machine learning**.

Son application EVOKE, avec l'outil **SoundSense Learn**, permet de **personnaliser la perception auditive** en soumettant deux profils sonores. Le patient indique celui qu'il préfère : A ou B.

Avec le Cloud EVOKE, plus le patient utilise **SoundSense Learn**, mieux EVOKE apprend des préférences des utilisateurs du monde entier.





Concept : Approche Centrée sur le Patient (ACP). Enquête auprès des audioprothésistes français

Camille SOULES Audioprothésiste D.E, Audition Santé, Toulouse (31)
Sous la direction de Etienne Bendavid, Maître de mémoire

Résumé

En audioprothèse et dans différents pays, des études ont été exploitées pour mesurer l'utilisation de l'ACP auprès des audioprothésistes. En revanche peu d'études se sont intéressées aux attentes des patients pour une ACP dans le cadre d'une prise en charge audioprothétique. En France, aucune étude de ce genre n'a été réalisée. Cette présente étude visait à définir les préférences des audioprothésistes et les facteurs pouvant influencer l'approche centrée sur le patient à l'aide d'un questionnaire de renseignements et du questionnaire PPOS. Ce dernier a aussi été rempli par 32 patients du centre auditif Objectif Audition à Bergerac.

Les résultats ont montré que les audioprothésistes français étaient sensibles à l'utilisation de l'approche centrée sur le patient, notamment les audioprothésistes plus âgées et ayant une expérience professionnelle majeure. Par ailleurs la région d'emploi, le milieu déterminé en nombre d'habitant, le statut professionnel de l'audioprothésiste, le prix et les modalités de suivi influent sur l'approche centrée sur le patient. Les patients sont plus sensibles à l'utilisation d'une ACP que leurs partenaires audioprothésistes. Différentes réflexions quant à l'utilisation de l'ACP ont été énoncées pour améliorer la relation patient-audioprothésiste. Des recherches futures seront nécessaires pour étudier l'étendu de cette approche notamment dans la pratique audioprothétique et connaître son impact sur les patients.

1

Introduction - Contexte

Au cours des dernières décennies, le concept de centrage du patient dans les soins est devenu populaire dans le milieu de la santé. En effet, les soins axés sur le patient sont largement préconisés dans la prise en charge des problèmes de santé chronique en raison de ses effets positifs sur les résultats sanitaires.¹

Qu'est ce que l'approche centrée sur le patient ?

Il existe de nombreuses définitions qui expriment la volonté de placer le patient au centre de la prise en charge mais elles restent assez vagues sur ce qu'est le concept de l'ACP : approche centrée sur le patient.

Cette approche a été conceptualisée dans les années 1950 par le psychologue humaniste américain Carl R. ROGERS. Différentes définitions ont été énoncées concernant cette approche, mais nous pouvons retenir une conception, celle de l'équipe de HUDON². Ils ont décrit un cadre conceptuel approprié à la démarche d'une ACP. Ce cadre conceptuel représente un plan d'action que le praticien peut mettre en place pour l'utilisation de l'ACP. Ces dimensions sont le fondement de l'approche centrée sur le patient. Elles doivent être respectées et utilisées à bon escient pour sa mise en place optimale.

Nous pouvons spécifier que le professionnel de santé se doit d'étudier la pathologie en prenant compte de la réalité subjective du patient. Il est essentiel de comprendre son expérience personnelle, en incluant ses valeurs et ses croyances. Il est donc important qu'il prenne en considération son état émotionnel et psychologique. Dans une ACP, le patient n'est pas considéré comme un bénéficiaire passif des interventions mais devient actif dans le processus de réadaptation. Il est important de reconnaître le patient en tant qu'expert de sa propre situation et d'évaluer ses besoins. La reconnaissance de leurs compétences et de leurs expertises concernant leur pathologie sont primordiales pour entamer un processus de réadaptation. Pour finir, le professionnel de santé doit maintenir une relation privilégiée avec sa patientèle.

Cette approche est utilisée dans différents domaines médicaux et paramédicaux (telles que la médecine, la physiothérapie, ergothérapie), cependant l'intérêt de sa mise en œuvre repose sur les bienfaits qu'elle apporte au patient et au professionnel.

Que nous apporte cette approche ?

Les résultats des soins centrés sur le patient apportent des améliorations, notamment sur la satisfaction globale du patient et son adhésion au traitement ou à une prise en charge.

Plusieurs études ont été menées afin d'évaluer la satisfaction du patient, elles sont directement liées à l'approche que pouvait utiliser le professionnel. Il a été démontré que lorsque les patients et les praticiens sont en accord vis-à-vis de l'ACP, la satisfaction globale du patient était augmentée.³

Par ailleurs, l'adhésion du patient dans la prise en charge a des effets positifs sur les résultats, et sur leurs satisfactions. Le patient agit en tant que partenaire du professionnel. Cette participation active du sujet peut être bénéfique au moment des consultations et à l'orientation de la prise en charge.⁴

De plus, cela peut les encourager à définir leur propre objectif. Cette autonomisation est recherchée afin de le cadrer en l'incluant activement dans le processus de traitement, prise en charge.¹

D'autres avantages ont également été observés, notamment pour le professionnel qui se livre à des interactions centrées sur le patient où on constate une satisfaction professionnelle accrue au bon déroulement de la prise en charge.

Qu'en est-il en audioprothèse ?

En audioprothèse, cette approche a été peu étudiée mais elle est pertinente dans la pratique audiolinguistique, puisque la réhabilitation auditive est un processus long et doit être adaptée à chaque personne. Certains auteurs ont étudié l'ACP dans le cadre de la réhabilitation audioprothétique du point de vue des patients et des audioprothésistes. Ils ont mis en évidence que la qualité de la relation thérapeutique, la personnalité de l'audioprothésiste, et enfin le processus clinique (appareillage audioprothétique) sont trois thèmes que les patients recherchent dans un processus de réhabilitation

audioprothétique. Par ailleurs, les préférences des audioprothésistes concernant l'ACP a été étudié dans différents pays tels que l'Australie, le Portugal, l'Iran, et l'Inde, ils ont montré que l'approche utilisée diffère d'un pays à un autre en fonction du système de soins locaux, des croyances, de la situation professionnelle et personnelle de l'audioprothésiste. ⁵

En France, aucune étude de ce genre n'a été étudiée. Mais la France possède un taux de satisfaction des porteurs de prothèses auditives de 84% ⁶. Il est fonction de plusieurs paramètres dont les interactions qu'entretiennent l'audioprothésiste et le patient, il s'agit d'un des principaux fondements de l'ACP. Nous pouvons supposer que l'approche utilisée par le professionnel est en adéquation avec les croyances du patient.

Ainsi, les objectifs de cette étude sont donc de connaître les préférences des audioprothésistes pour l'utilisation de l'ACP en identifiant les facteurs qui peuvent l'influencer, et afin de mettre en relation les préférences des audioprothésistes et les attentes des patients quant à l'utilisation de cette approche.

2 Méthode

L'étude se base sur deux types de questionnaires. Le premier s'adresse aux audioprothésistes, le second s'adresse aux patients.

Questionnaire audioprothésiste

Ce questionnaire comportait deux sous questionnaires :

- Questionnaire PPOS (Patient-Practitioner-Orientation-Scale): il s'agit du questionnaire le plus largement utilisé pour mesurer le type d'approche employé par le professionnel de santé, il a été adapté dans différents domaines médicaux et paramédicaux. Ce questionnaire contient 18 affirmations concernant la profession. Il est divisé en deux sous échelles :
 - sous échelle « Partage » : comporte 9 items, celle-ci mesure si l'audioprothésiste croit que le pouvoir et la prise de décision devraient être partagés entre le professionnel et le patient
 - sous échelle « Soins » : comporte 9 items, mesure si les professionnels considèrent que les problèmes psychosociaux, les attentes, les sentiments et les préférences du patient sont des éléments importants dans la relation thérapeutique

Les professionnels sont invités à indiquer leur degré d'accord allant de 1 à 6, sachant que 1 correspond à « tout à fait d'accord » et

6 correspond à « pas du tout d'accord ». Des scores inférieurs reflètent une relation dans l'intérêt du professionnel. Tandis que les scores plus élevés indiquent les préférences pour une relation plus axée sur le patient.

- Questionnaire de renseignements
 - personnels : âge, genre, expérience professionnelle, formation continue, lieu de travail par région, milieu rural ou urbain, statut professionnel, formation continue.
 - professionnels : prix d'un appareil auditif (haut de gamme et prestations incluses), matériels audioprothétiques, temps d'essai, temps de rendez-vous de contrôle, visite effectuée par le patient par an dans un centre auditif.

Ces éléments mis en corrélation avec le questionnaire PPOS nous permettront de mettre en évidence les caractéristiques pouvant influencer l'approche qu'utilise le professionnel envers le patient. (Éléments décrits aux Résultats)

L'objectif était de contacter un grand nombre d'audioprothésiste Français dans le but d'obtenir le plus grand nombre de réponses. Les audioprothésistes indépendants étaient contactés directement par téléphone ou par mail. Les groupements présents sur le marché ont été contactés par téléphone depuis leur siège social pour une diffusion large du questionnaire.

Questionnaire patient

Ce questionnaire comportait lui aussi deux sous questionnaires :

- Questionnaire de renseignements
- Questionnaire PPOS : les patients du centre auditif sont invités à répondre à ce questionnaire, identique à celui proposé aux audioprothésistes.

3 Résultats

Audioprothésistes

Nous obtenons 344 réponses au questionnaire dédié aux audioprothésistes français, ce qui correspond à 10% de la population des audioprothésistes en France en 2015 ⁷.

Le score global PPOS est de 4,1, il s'agit d'un résultat globalement élevé montrant l'appréciation de l'ACP auprès des audioprothésistes français.

Age (années)	18-24*	25-34	35-44*	45-55	> 55	
	3,99	4,12	4,13	4,11	4,01	
Expérience Pro (années)	< 2 ans*	3-10 ans	11-15ans*	16-20 ans	> 20 ans	
	4,04	4,11	4,21	4,08	4,04	
Lieu de travail	Nord Est	Nord Ouest	Centre	Sud Ouest	Sud Est	Outre Mer
	4,07	4,09	4,18	4,02	4,14	3,71
Milieu (nb habitant)	< 10 000	10 000-50 000	> 50 000			
	4	4,12	4,17			
Statut professionnel	Indépendant	Indépendant sous enseigne	Mutualiste	Succursaliste	autre	
	4,12	4,05	4,21	4,12	4,05	
Formation continue	Jamais*	Quelque fois	Souvent	Toujours*		
	3,97	4,09	4,14	4,15		

Tableau 1. Renseignements personnels et score PPOS associé



Les scores moyens des items varient de 2,86 à 5,33. Les audioprothésistes sont globalement centrés sur le patient et accordent une importance particulière aux échanges effectués avec la patientèle.

Pour connaître les facteurs qui peuvent influencer l'approche centrée sur le patient, nous avons corrélé les résultats obtenus pour chaque question du questionnaire de renseignements : personnels et professionnels au score global PPOS. Sur les 13 modalités étudiées, 10 sont significatives. Elles sont représentées dans les tableaux 1 et 2.

Lorsqu'une significativité était retrouvée, il était possible de connaître pour quelles variables, il y avait de grandes différences pour les scores, identifiable par un astérisque *.

D'après l'analyse statistique, nous constatons que les jeunes audioprothésistes (18-24 ans) et les moins expérimentés (< 2 ans) sont les moins centrés sur le patient que leurs confrères plus âgés (35-44 ans) et plus expérimentés (11-15 ans).

De plus, des scores différents ont été récoltés en fonction de la région d'emploi, le Centre (et région parisienne), et le Sud Est ont obtenu les scores les plus élevés.

Le type d'audioprothésiste a une influence sur les réponses inscrites sur le questionnaire PPOS et donc sur l'approche centrée sur le patient. En revanche, le détail de l'analyse ne nous permet pas d'indiquer si certaines variables sont statistiquement différentes entre elles.

Enfin, les audioprothésistes ne faisant jamais de formations continues sont les moins centrés sur le patient que ceux qui en font toujours, ces résultats sont statistiquement différents.

D'autres renseignements concernant la profession et la pratique audioprothétique de l'audioprothésiste ont été demandés. Les audioprothésistes faisant des temps d'essai long (4 semaines) et des temps de rendez-vous de contrôle long (> 30 min) sont plus centrés sur le patient que leurs confrères.

De plus, nous constatons que le prix est un facteur influençant l'ACP, les prix d'une prothèse auditive haut de gamme est un résultat significatif. On constate que lorsque le prix de la prothèse augmente, l'audioprothésiste est plus centré sur le patient.

Enfin, d'après les résultats, il existe un lien entre la venue du patient dans les centres auditifs suite à l'achat d'un appareillage auditif et l'approche utilisée par le professionnel. Le score global PPOS est plus élevé pour les audioprothésistes recevant leur patient plus de 4 fois par an.

Corrélation Audioprothésiste/patient

Nous avons obtenu 32 réponses de la part des patients du centre auditif Objectif Audition à Bergerac, dont 16 femmes et 16 hommes.

Les scores moyens des items varient de 3,37 à 5,03. À la différence des résultats des audioprothésistes, la sous échelle de partage (4,2) obtient des scores moins élevés que la sous échelle de soin (4,42). Le score total global des patients (4,33) est plus élevé que celui des audioprothésistes. (tableau 3)

Afin de savoir si les attentes des patients et les préférences des audioprothésistes sont corrélées, nous avons comparé les résultats des scores PPOS. D'après l'analyse statistique, les scores PPOS globaux et les scores de la sous échelle de soin sont statistiquement différents (tableau 3).

4

Discussion

Le premier objectif de cette étude consistait à répondre à la problématique suivante : en France, comment l'ACP est-elle appréciée par les audioprothésistes et quels sont les facteurs qui peuvent influencer cette approche ?

Les scores obtenus au questionnaire PPOS destiné aux audioprothésistes, indiquent des scores généralement élevés. Le score moyen global est de 4,1. Des études antérieures ont étudié les préférences des audioprothésistes dans différents pays, avec comme outil de mesure le questionnaire PPOS (5). En fonction des pensées et des idéologies des professionnels, l'orientation des soins, du traitement, de la prise en charge sont orientés soit sur le diagnostic, soit sur le patient et cela diffère en fonction des pays. Les audioprothésistes français sont globalement centrés sur le patient, leur préférence en termes de prise en charge est plus orientée sur une prise de décision partagée, en prenant en compte les problèmes psychosociaux de l'individu.

La corrélation entre le questionnaire de renseignements personnels et professionnels au questionnaire PPOS, nous a permis de mettre en évidence les facteurs pouvant influencer l'approche du professionnel envers le patient.

Prix (haut de gamme)	< 800	800-1200	1200-1600	1600-2000	> 2000	
	3,33	4,08	4,11	4,12	4,14	
Temps d'essai	< 1 semaine*	1 sem	2 sem	3 sem	4 sem*	> 4 sem
	3,68	4,21	4,1	4,09	4,06	4,19
Visites	0-2 fois/an*	2-4 fois/an	> 4 fois /an*			
	3,85	4,09	4,17			
Temps de contrôle	15 min*	30 min	> 30 min*			
	4,04	4,09	4,25			

Tableau 2. Renseignements professionnels et score PPOS associé

	Audioprothésiste	Patient
Partage	4,23	4,23
Soin	3,97*	4,42*
Score Global	4,1*	4,33*

Tableau 3. Corrélation entre les scores PPOS des audioprothésistes et des patients

Renseignements personnels (tableau 1)

L'âge et les années d'expérience ont montré une significativité avec le score global obtenu au questionnaire PPOS. Cette différence peut s'expliquer par un enseignement technique manquant d'expérience humaine. Malgré des stages en centre d'audioprothèse, les jeunes audioprothésistes peuvent manquer de pratique au contact des patients. Avec le temps, l'expérience de l'audioprothésiste se consolide, il est plus apte à développer une réflexion tournée sur l'intérêt du patient. Il serait intéressant de mettre en place des modules de communication au sein des écoles, afin de familiariser les étudiants à la réalité du travail.

Le lieu de travail a été réparti en région. Les scores les plus élevés ont été obtenus pour le Centre (4,18) et pour le Sud-Est (4,14), dans ces régions, le nombre de Centres d'Audioprothèse par département est élevé, supérieur à 80 en moyenne. La concurrence étant forte, les audioprothésistes essayent de se démarquer en accordant plus d'importance aux rapports humains qu'ils entretiennent avec les patients.

En ce qui concerne la densité de population par commune, aucune modalité n'était significative entre elle mais nous constatons une différence entre les communes ayant plus de 50 000 habitants (4,17) et de 10 000 habitants (4). Cela peut être dû au fait que les audioprothésistes travaillant dans un milieu plutôt urbain sont susceptibles de rencontrer des patients plus exigeants, plus informés, et ayant plus facilement accès à la concurrence. Cela incite les audioprothésistes à s'informer davantage sur les besoins spécifiques des patients.

En ce qui concerne le type d'audioprothésiste, l'analyse post hoc n'a pas déterminé lesquels types étaient significativement différents en fonction des résultats obtenus au score global PPOS. Cependant, les résultats des scores PPOS pour chaque statut montrent que ce sont les audioprothésistes mutualistes qui ont obtenu le score le plus élevé : 4,21 par rapport à leurs confrères indépendants (4,12), succursalistes (4,12) et indépendants sous enseignés (4,05). L'interprétation de ces résultats reste difficile à exploiter, mais nous pouvons émettre l'hypothèse que les différences entre les engagements commerciaux et de soins peuvent influencer l'utilisation de l'approche centrée sur le patient.

Les audioprothésistes faisant des formations continues (souvent, toujours) sont plus centrés sur le patient. Cette profession ne cesse d'évoluer puisqu'elle est soumise à une évolution technologique. De nombreuses formations sont mises à la disposition des audioprothésistes permettant une formation continue afin d'améliorer les connaissances techniques des audioprothésistes en fonction des évolutions. Sensibiliser les audioprothésistes sur les formations existantes permettrait d'améliorer leurs connaissances et avoir un impact positif sur leurs pratiques. Ces formations étant généralement sur Paris, de nombreux audioprothésistes ne peuvent pas se déplacer pour des obligations professionnelles, des alternatives pourraient être mises en place : formation interactive via le net, retranscription des formations par internet en direct.

Renseignements professionnels (tableau 2)

Le prix haut de gamme est significatif par rapport au score globale PPOS. Le but de cette question était de connaître si le prix d'un appareil auditif haut de gamme (prestations incluses) pouvait influencer l'approche centrée sur le patient de l'audioprothésiste. Le score le plus élevé (4,14) est attribué aux audioprothésistes vendant leur appareil auditif haut de gamme à un prix supérieur à

2000 euros. L'hypothèse que nous pouvons émettre est celle que les centres auditifs vendant leur appareil auditif à des prix inférieurs à 2000 ont besoin de créer plus de marge afin de conserver leur bénéfice. Cette recherche de gain d'argent induit la mise en place de procès d'appareillages rapides avec une rentabilité maximale. Le professionnel de santé peut ne pas prendre tout le temps qu'il souhaiterait pour améliorer la rééducation, en conseillant le patient et en adaptant chaque paramètre à son ressenti.

Le temps d'essai inférieur à une semaine a récolté le score le plus faible : 3,68. Cette valeur est statistiquement différente par rapport aux audioprothésistes accordant 4 semaines (4) et plus de 4 semaines d'essai (4,19). Les audioprothésistes accordant du temps à l'essai des prothèses auditives sont plus centrés sur le patient, ils sont peut-être plus à même de répondre aux questions des patients, en fonction des attentes et du ressenti face à l'appareillage. Cependant, une donnée importante dans le cadre de la prise en charge audioprothétique n'a pas été prise en compte : premier appareillage ou renouvellement. En effet, en fonction du type d'appareillage, la période d'essai peut varier. Il aurait été intéressant de préciser la question par rapport à un premier appareillage pour optimiser les résultats.

Par ailleurs, le prix de vente de l'appareillage comprend la fourniture de l'appareil auditif, son adaptation et le suivi de l'appareillage durant toute sa durée de vie. Ce suivi est composé de plusieurs rendez-vous annuels durant lesquels l'audioprothésiste vérifie l'intégrité du bon fonctionnement des appareils auditifs et réalise des modifications de réglage si nécessaire. Ce suivi comprend également une investigation régulière des capacités auditives du patient, son état de motivation, et de ses appréciations en fonction des réglages. On constate les audioprothésistes recevant le patient plus de deux fois par an (2-4 : 4,09 ; >4 : 4,17) sont plus centrés sur le patient que leurs confrères. L'audioprothésiste peut accorder une importance au suivi du patient et des appareils créant un lien privilégié entre chaque protagoniste entraînant une fidélisation de la patientèle.

De plus ce sont les audioprothésistes qui accordent un temps de rendez-vous de contrôle supérieur à 30 minutes qui sont les plus centrés sur le patient (4,25). En effet, ces visites sont l'occasion pour l'audioprothésiste de faire un bilan approfondi sur le ressenti du patient, sur la perception des réglages. Le temps accordé à ce rendez-vous permet de maintenir la relation de confiance établie en début de prise en charge.

Le temps accordé au patient est directement lié à l'utilisation de l'ACP. Il serait intéressant de savoir si celui-ci accroît la satisfaction du patient et son adhésion dans une prise en charge.

Les renseignements personnels et professionnels nous donnent des indices sur la pratique française. L'ACP est finalement une pratique utilisée par tout type d'audioprothésiste mais elle est utilisée avec une intensité différente. Ce degré d'intensité est fonction des choix personnels et professionnels des audioprothésistes. L'ensemble des renseignements demandés aux audioprothésistes en sont des exemples.

Le deuxième objectif de cette étude était de connaître les attentes des patients pour l'approche centrée sur le patient afin de les corréler aux préférences des audioprothésistes.

Les résultats obtenus au questionnaire PPOS sont globalement élevés, les scores varient de 3,37 à 5,03, ce qui montre que les patients attachent une attention particulière à l'approche centrée sur le patient. Le score global est 4,33, les sous-échelles de partage et de soins ont respectivement les scores de 4,23 et 4,42.



La sous échelle de soins possède un score particulièrement élevé. Les patients sont plus sensibles à une prise en compte de leurs problèmes psychosociaux, leurs attentes, leurs sentiments dans une prise charge audioprothétique par leur audioprothésiste.

Des études antérieures ont fait des recherches sur les orientations de prise en charge des patients envers le professionnel, décrivant que certains patients préfèrent un style d'interaction plus participatif (3). Différentes études se sont intéressées aux préférences des professionnels quant à l'utilisation d'une ACP. Mais peu de recherches ont été abordées en audioprothèse concernant les relations que pouvaient entretenir les professionnels et les patients en mesurant les préférences des patients pour l'utilisation d'une ACP.

Les résultats ont montré que les patients ont un score global PPOS plus élevé (4,33) que les audioprothésistes (4,1). Cette différence est statistiquement significative. De plus, en ce qui concerne les sous-échelles de partage et de soins, nous avons trouvé une différence significative pour la sous-échelle de soins : les audioprothésistes ont un score de 3,97, et les patients un score de 4,42. Cette différence nous montre que les patients sont plus sensibles à une approche où l'audioprothésiste est plus centré sur le patient, en particulier, pour la prise en compte des attentes, des sentiments et des croyances.

L'audioprothésiste étant un professionnel de santé, il se doit donc d'informer, conseiller le patient (Loi Kouchner). Même si les préférences des audioprothésistes ne sont pas similaires à celles des patients, l'audioprothésiste a le devoir d'informer son patient et celui-ci a le droit de les recevoir.

Cependant, nos résultats sont à interpréter avec modération. Le questionnaire a récolté 32 réponses, par rapport au questionnaire audioprothésiste, qui a récolté 344 réponses.

Connaître les préférences des patients dans le cadre d'une réhabilitation audioprothétique permet de visualiser leurs attentes vis-à-vis des professionnels. Les différences significatives obtenues peuvent ouvrir sur une perspective d'évolution de la communication entre patient et audioprothésiste. A travers l'identification des préférences des patients, il pourrait être possible d'étudier les freins et les éléments facilitateurs pour la mise en œuvre d'une approche centrée sur le patient. Cela pourrait informer les audioprothésistes sur leur pratique, et permettre une remise en question ou un perfectionnement professionnel.

5

Conclusion

L'ACP est pertinente en audioprothèse et semble être appréciée par les audioprothésistes et les patients français. Certains facteurs semblent influencer l'approche qu'utilise le professionnel (âge, expérience professionnelle, statut professionnel, temps accordé aux patients, etc.)

Certaines pistes de réflexions ont été évoquées afin d'améliorer les échanges coexistants dans le seul but d'améliorer la satisfaction des patients. Le savoir-faire spécifique de l'audioprothésiste est un atout majeur dans sa pratique. Aucune méthode d'approche n'est potentiellement meilleure qu'une autre dans notre pratique française mais elle l'est, lorsqu'elle correspond à ce que le patient recherche. Il est important que les audioprothésistes s'approprient leurs propres méthodes c'est-à-dire celle qui correspondra à leurs motivations personnelles et professionnelles afin d'obtenir un maximum de réussite d'appareillage.

6

Bibliographie

1. Michie, S., Miles, J., & Weinman, J. (2003). Patient-centredness in chronic illness: What is does matter ? *Patient Educ Couns*(51), pp. 197-206.
2. Hudon, C., Fortin, M., Haggerty, J., Lambert, M., & Poitras, M. (2011). Measuring Patients' Perceptions of Patient-Centered Care: A Systematic Review of Tools for Family Medicine. *Annals of Family Medicine*, 9(2), pp. 155-164.
3. Krupat, E., Rosenkranz, S., Yeager, C., Barnard, K., Putman, S., & Inui, T. (2000). The practice orientation of physicians and patients: the effect of doctor-patient congruence on satisfaction. *Patient Education Counseling*, 39, 49-59.
4. Wolf, D., Lehman, L., RZ, Q., & Hoffman, L. (2008). Effect of patient-centered care on patient satisfaction and quality of care. *Journal of Nursing Care Quality*(23), 316-321.
5. Grenness, C., Hickson, L., Laplante-Levesque, A., & Davidson, B. (2014). Patient-centred audiological rehabilitation: Perspectives of older adults who own hearing aids. *International Journal of Audiology*, 53, 68-75.
6. Résultats France de l'enquête EuroTrak 2015. (2015). Communiqué de presse France Presbycusie-UNSAF «Exclusif : résultats pour la France de l'enquête Eurotrak 2015. La France championne de la satisfaction des patients équipés.». Récupéré sur http://www.unsaf.org/doc/Resultats_France_de_l_enquete_EuroTrak_2015_10-avril-2015.pdf
7. DRESS. (2015). Récupéré sur Data.dress: <http://www.data.drees.sante.gouv.fr/ReportFolders/reportFolders.aspx>

L'INNOVATION DE LA RENTRÉE

OTICON | Opn

Découvrez l'immensité des performances
d'une nouveauté infiniment petite !



INÉDIT !
Faceplate IIC miniaturisée
à l'extrême

Opn désormais disponible en intra !
Plongez dans l'univers du sur-mesure :

- ◆ Un son à 360°
- ◆ une expérience sonore incomparable
- ◆ un confort d'écoute inégalé
- ◆ une gamme complète, dont le plus petit IIC que nous ayons jamais conçu avec un taux d'éligibilité porté à plus de 8 utilisateurs sur 10...

Profitez très prochainement de notre **puissante campagne digitale** et de ses outils de relai pour booster votre trafic !



IIC



CIC



ITC



ITE
Demi-conque



ITE
Conque

Pour en savoir plus : @ Oticon.fr  OticonFrance  OticonFrance

oticon
PEOPLE FIRST



Etude de l'influence du positionnement de la sonde en Mesure In Vivo et estimation de l'insertion optimale de cette dernière

Déborah TORDJMAN Audioprothesiste DE (CNAM Paris) - D.U d'Audioprotheses Implantables chez l'adulte

Résumé

Objectifs

La mesure in vivo permet une mesure objective de la pression sonore à proximité du tympan. Utilisée pour contrôler l'efficacité prothétique, elle sert à l'audioprothesiste à vérifier le couplage électro-acoustique entre l'appareil et l'oreille du patient en conditions d'utilisation. Une sonde est alors introduite dans le conduit auditif externe afin de mesurer la pression acoustique.

Le but de ce travail était d'évaluer l'influence du positionnement de cette dernière.

Matériel et méthodes

L'étude a été menée sur une population de 32 patients adultes (53% de femmes et 47% d'hommes) dont l'âge moyen était de 53 ans (de 21 à 84 ans). Les 56 oreilles testées ne présentaient aucune modification morphologique ou anatomique. La longueur moyenne des conduits auditifs externes était de 23,2 millimètres (de 20 à 26 mm).

Les mesures de gain naturel de l'oreille par tiers d'octave ont été réalisées à tous les millimètres grâce à des sondes en silicones millimétrées, constituant ainsi notre base de données.

Résultats

L'analyse de covariance de notre base de données a mis en évidence l'indépendance entre le positionnement de la sonde et la fréquence correspondante. Il existe ainsi une influence statistiquement significative entre l'insertion de la sonde et la variation du gain en fonction de la fréquence.

En effet, le REUG tend à décroître lorsque la distance entre la sonde et le tympan augmente, pour l'ensemble des fréquences. Le pic de résonance du conduit auditif couplé à l'oreille externe est en moyenne à 2500 Hz.

Des nœuds de pressions sont observables à partir de 4000 Hz. A cette fréquence, il est maximal à une 15mm du tympan. A 5000 Hz, le nœud est atteint à 12mm. A 6300 Hz, ce phénomène est maximal à 7 mm de la membrane tympanique. Il apparaît également vers 6mm à 8000 Hz.

Conclusion

En confrontant les résultats et des analyses réalisées, l'insertion optimale serait un compromis entre le confort du patient, l'absence de nœuds de pression et l'écartement relatif à l'extrémité de l'embout ou de l'appareil intraauriculaire.

Ceci conviendrait à un placement de la sonde de 1 à 2 mm de la membrane tympanique.

1

Introduction

Parallèlement à la sophistication des aides auditives, la méthodologie d'appareillage doit se professionnaliser. La Mesure In Vivo (MIV) s'inscrit parfaitement dans cette démarche et peut constituer un véritable pilier dans le processus de réhabilitation auditive.

L'expérience des audioprothésistes montre l'intérêt à différents moments de l'appareillage et la satisfaction globale qu'elle apporte aux patients. Cependant, l'efficacité de la MIV réside dans l'application rigoureuse d'une procédure bien précise (notamment le placement de la sonde de mesure, ainsi que celui du patient par rapport au haut-parleur...).

Quelques études ont été menées au fil des années sur l'estimation de l'insertion de la sonde en mesure in vivo où les avis du placement de la sonde diffèrent.

- Dirks et Kincaid (1987), conseillent un placement à 8 mm du tympan.
- Dans une étude de Judith A. Feigin (1989), l'insertion de la sonde était fixée à 15mm du méat.
- Selon Hawkins et Ickes (1991), l'insertion doit être invariante: 30mm depuis l'incisure intertragienne pour les adultes.
- Selon L. Storey et H. Dillon (2001), le nœud de pression à 6khz doit être dans un premier temps trouvé pour ensuite décaler la sonde de quelques millimètres vers la partie interne ou externe du CAE.
- Otometrics valide l'insertion (via le probe-tube assistant) si la sonde est positionnée entre 3 et 5 mm du tympan
- Target Match de Phonak conseille de positionner la sonde à 6 mm...

L'hétérogénéité de ces préconisations est la motivation première de mon mémoire.

L'idée princeps de ce travail est donc d'évaluer sans a priori l'insertion optimale de la sonde en mesure in vivo.

Les principaux objectifs de cette étude sont d'estimer dans un premier temps l'influence du positionnement de la sonde au niveau du gain naturel de l'oreille (REUG), et dans un second temps, d'évaluer l'insertion optimale de la sonde relativement au tympan et à l'extrémité d'un embout ou appareil auditif.

Il conviendra en premier lieu de rappeler les recommandations de placement. Puis en deuxième partie, le protocole de mesures sera abordé en décrivant les matériels et les méthodes utilisés. Les résultats seront alors présentés et discutés avant de conclure.

Etude	Année	Sujets testés	Stimulus	Référence lors de l'insertion	Analyse	Recommandation de placement
Hawkins et Muller	1986	KEMAR	Sons purs	Embout	dB (SPL) à toutes les fréquences	A équidistance de la membrane tympanique et de l'extrémité de l'embout
Hawkins et Muller	1986	Humain n=1	Sons purs	Embout	dB (SPL) à toutes les fréquences	Au minimum 5 mm après l'extrémité de l'embout
Dirks et Kincaid	1987	KEMAR	Sons woublés	Distance entre la sonde et le microphone du KEMAR	dB (SPL) à chaque fréquence	A 8 mm du microphone du KEMAR
Sullivan et al.	1988 - 1995	Humains n=6	Sons woublés	Méthode acoustique / membrane tympanique	dB (SPL) à chaque fréquence	Décaler de quelques mm la sonde vers la partie interne du CAE après avoir localisé le nœud de pression à 6kHz (en moyenne à 14,8 mm) ; ou à 10 mm du tympan
Feigin, Judith A	1989	Humains n=21	Sons woublés	Méat acoustique externe	dB (REUG) pour les fréquences comprises entre 750 et 3000 Hz	A 15 mm du méat
Chan et Geisler	1990	Humains n=8	click	Membrane tympanique	Transformée de Fourier (FFT)	A 6 mm de la membrane tympanique
Ickes et Hawkins	1991	Humains n=8	Bruit blanc	Echancrure intertragienne	dB (SPL) à toutes les fréquences	A 30 mm de l'incisure intertragienne
Gerling II, Engman SM.	1991	Humains n=10	Sons woublés	Membrane tympanique	NA	A 2,75 mm du tympan
Hellstrom et Axelsson	1993	Humains n=10	Bruit blanc	Membrane tympanique	Par tiers d'octave	Entre 1 et 3 mm
Dirks et al.	1996	Humains n=24	« Pseudorandom noise »	Echancrure intertragienne / embout	Par tiers d'octave	A 5 mm du tympan
Scollie et al.	1998	Humains n=10	Bruit blanc	Extrémité d'un appareil intra-auriculaire CIC	Par 1/24 d'octave	Entre 0 et 6mm après l'extrémité du CIC
Revit et al.	2000	Humains n=5	Signal sonore du SIR test	Echancrure intertragienne	Par octaves	A 6mm de la membrane tympanique
Storey et Dillon	2001	Humains n=6	Sons woublés	Membrane tympanique / méthode acoustique	Par octaves (Méthode acoustique)	Décaler de quelques mm la sonde vers la partie interne ou externe du CAE après avoir localisé le nœud de pression à 4kHz (en moyenne à 14,1 mm) ; ou à 8 mm du tympan
Pumford et Sinclair	2001 - 2005	Humains	NA	Echancrure intertragienne / méthode acoustique	Par octaves (Méthode acoustique)	A 28 mm de l'échancrure intertragienne pour les femmes ; 30-31 pour les hommes et 20-25 pour les enfants.
Cardwell et al.	2006	Humains n=10	Phonèmes	Membrane tympanique	Par 1/3 d'octave	Pas de différences significatives entre les insertions de 0 à 10 mm

Tableau 1 : Recommandations de placement de la sonde selon les différentes études et les méthodes d'analyse.

2

Recommandations

2.1. Recommandations de la distance entre haut-parleur et microphone

La distance et l'azimut du haut-parleur par rapport au patient ont une influence importante lors de réalisation des mesures. Hawkins et Muller (1986), et Ickes (1991) ont mis en évidence cet impact.

La plupart des fabricants recommandent de se placer entre 0,3 et 1,0 mètre du haut-parleur avec un azimut de 0° ou 45°:

- Otometrics conseille une distance comprise entre 0,3 et 1,0m, azimut 0°.
- Audioscan entre 0,45 et 0,60m avec un azimut de 0°.
- Siemens entre 2 et 4 pieds soit 0,6 et 1,2 m avec un azimut de 0° ou 45°.

Cette distance est la résultante d'un compromis entre la précision de la mesure (minimiser la contribution du bruit ambiant et de la réverbération) et le confort du patient.

Selon Muller (1992) et Ickes (1991), un azimut de 90 degrés d'azimut entraînerait des erreurs importantes. Ils conseillent de se

placer en face du haut-parleur (azimut 0°) à 1,5 pieds soit 0,45 mètres.

B. Moore et M. Stone (2004) a également préconisé une distance de 40 à 50 cm, qui serait la plus adéquate aux mesures.

2.2. Recommandations d'insertion de la sonde dans le CAE

Le placement de la sonde a également une influence significative dans les mesures in vivo. De nombreuses études ont été réalisées afin d'évaluer le placement le plus adéquat pour les tests. Ces dernières sont résumées dans le tableau I.

3

Protocole d'étude

3.1. Objectifs

L'objectif de ce travail mené était de mesurer l'influence du REUG en fonction du positionnement de la sonde et de la fréquence sur une série de patients en Mesure in vivo, afin de pouvoir estimer l'insertion optimale de la sonde.

3.2. Matériels et méthodes

3.2.1. Description de l'échantillon

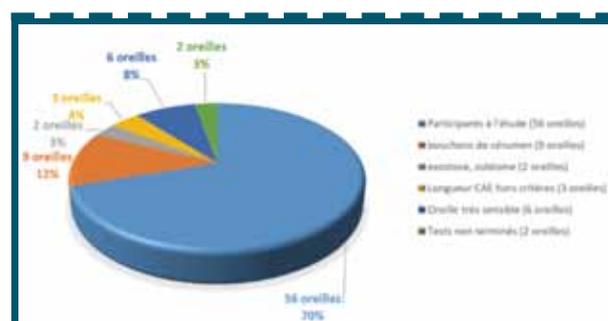
Les critères d'inclusions ont été les suivants :

- Homme ou femme âgés de plus de 18 ans.
- Oreille externe ne présentant pas de malformations.
- Conduit auditif d'aspect sain et propre.
- CAE de longueur 23 ± 3 mm.
- Tympan normal.

Les critères d'exclusions ont été :

- Toute modification morphologique du conduit auditif ou du tympan.
- Les cas opérés de l'oreille externe ou du tympan.
- Les conduits auditifs de longueur inférieure à 20 mm ou supérieure à 26mm.
- La présence de bouchons de cérumen.

Les participants qui ont accepté de faire partie de l'étude étaient initialement au nombre de 39, soit potentiellement 78 oreilles. Après exclusion des oreilles présentant des bouchons de cérumen (9 au total : 2 bilatéralement et 5 unilatéralement), des exostoses ou ostéomes (2 oreilles), de longueur n'entrant pas dans les critères (3 oreilles), des patients trop sensibles ou qui ont dû partir avant la fin des tests (4 patients), l'échantillon sélectionné pour cette étude est composé de 56 oreilles.



Graphique 1 : Répartition des cas étudiés en nombres d'oreilles.



L'âge moyen de notre population était de 53 ans (de 21 à 84 ans). La cohorte étudiée comportait 17 femmes et 15 hommes, soit 53% de femmes et 47% d'hommes. Certains participants ne possèdent pas de déficience auditive, ce qui n'a pas d'influence sur l'étude.

3.2.2. Matériel

Le matériel utilisé pour le protocole comprend les éléments suivants :

- Un otoscope et vidéo-otoscope afin d'observer au mieux les conduits auditifs et tympans,
- Des stylets Lyrics en silicone afin de mesurer la longueur du CAE,
- Un ordinateur permettant la gestion des équipements,
- Une chaîne de mesure GN Otometrics Aurical avec le module Freefit,
- Un haut-parleur placé à 50 cm du sujet testé,
- Un signal test de type bruit rose,
- Sondes millimétrées et présentant des codes couleurs : une marque noire tous les 5 mm (ordre : noir - transparent - bleu - vert - rouge).



Figure 1 : Sondes millimétrées.

3.2.3. Méthodes

Après une rigoureuse otoscopie, le recueil du consentement oral des patients et l'assurance que l'oreille n'ait pas été opérée, une mesure de la longueur du conduit auditif est réalisée à l'aide d'un gabarit Lyric de Phonak. Cette sonde en silicone est insérée dans le CAE progressivement jusqu'à toucher le tympan. On relève alors la couleur du gabarit qui est au contact de la partie supérieure de l'orifice du CAE.

La mesure est répétée 2 à 3 fois pour s'assurer des valeurs.

Après avoir calibré la sonde, celle-ci est insérée jusqu'à toucher le tympan. La mesure est alors lancée pendant 20 secondes et la courbe REUG est enregistrée.

Ces mesures sont alors répétées à chaque insertion en respectant bien le code couleur de la sonde. Le patient, immobile doit se situer à 50 cm du haut-parleur et la sonde doit être bien maintenue. Lorsque le patient s'y prêtait, un test-retest était réalisé.

La vidéo-otoscopie et le probe-tube assistant d'Otometrics permettait également de vérifier le bon positionnement de la sonde tout au long des mesures.

Fréquence	25-800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Minimum	-2,00	-2,00	-2,00	0,00	2,00	4,00	-6,00	-7,50	-11,00	-16,00	-13,00
1er Quartile	0,00	0,00	0,00	3,00	9,00	11,00	4,00	0,00	-1,00	-4,00	-4,00
Médiane	0,00	0,00	1,00	6,00	10,00	14,00	9,00	3,00	2,00	-1,00	0,00
Moyenne	-0,02	0,67	1,29	6,51	10,39	14,26	8,68	4,31	1,89	-1,56	-0,39
Ecart Type	1,16	1,32	1,84	3,24	2,61	3,87	5,77	5,37	4,72	4,64	5,39
3eme quartile	0,00	1,00	2,00	9,00	12,00	18,00	12,00	8,50	5,00	1,25	3,00
Maximum	0,00	6,00	10,00	12,00	17,00	21,50	24,00	17,00	15,00	10,00	14,00

Tableau II : Statistiques descriptives des REUG en fonction de la fréquence.

Une fois les mesures terminées, ces dernières étaient retranscrites dans une base de données, qui sera par la suite analysée. Environ 220 mesures de REUG seront prélevées pour chaque oreille : en fonction d'une vingtaine d'insertions (tous les millimètres) et de fréquences en tiers d'octave. (25-800 ; 1000 ; 1250 ; 1600 ; 2000 ; 2500 ; 3150 ; 4000 ; 5000 ; 6300 et 8000 Hz).

4

Résultats

4.1 Constitution de la base de données

Les mesures de gain naturel de l'oreille recueillies pour un signal d'entrée de 60 dB ont été retranscrites dans la base de données.

Cette dernière était initialement composée de 5 variables :

- La longueur du CAE en mm
- L'identifiant du patient : ID
- La fréquence
- La distance entre le tympan et l'extrémité de la sonde : DTS
- La valeur de gain naturel de l'oreille mesuré : REUG.

La première variable, longueur du conduit auditif externe des oreilles testées est une variable quantitative exprimée en millimètres. En moyenne, les CAE mesurent 23,2 mm pour une étendue de 6mm (de 20 à 26mm). Leur répartition est représentée dans la graphique 2.



Graphique 2 : Répartition de la population selon les différentes longueurs de CAE.

En partant de l'hypothèse que les CAE testés ont tous la même longueur, j'ai analysé les REUG sans faire intervenir les longueurs des CAE. Les résultats étaient donc dépendants de 4 variables :

- la DTS,
- la fréquence,
- le REUG,
- Le patient.



L'analyse s'effectuera sur un ensemble de 12980 mesures de REUG retranscrit dans un tableau. Ce dernier est composé de 4 colonnes (ID, Fréquence, DTS et REUG) et de 12980 lignes (environ 230 mesures par oreille selon la longueur du CAE).

4.2 Statistiques descriptives

Les valeurs de REUG ont été moyennées. Les courbes de moyennes de gain (REUG) en fonction de la DTS ont ainsi pu être représentées. (cf. graphique 3 pour $f = 6300$ Hz)

- Afin de simplifier la visualisation des graphiques, les DTS ont été limités à 20 millimètres. Les REUG ont également été moyennés. Les représentations suivantes sont alors dépendantes de 3 variables : REUG, DTS et Fréquence. Celles-ci sont représentées dans les graphiques 4, 5 et 6.

Ces graphiques font penser qu'il existe une nette influence du REUG en fonction de la position de la sonde, en particulier pour les hautes fréquences.

4.3 Analyse statistique

L'analyse de la covariance (ANCOVA : analysis of covariance) est la méthode plus adéquate pour analyser statistiquement notre étude. En effet, elle permet d'étudier le comportement du REUG à expliquer

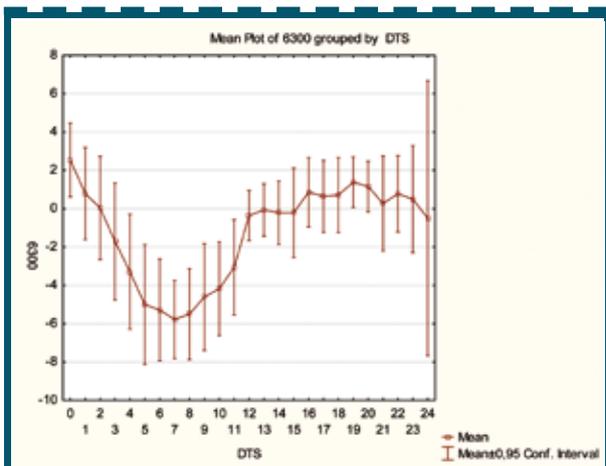
par une variable qualitative catégorielle, la fréquence, et par le DTS, une variable quantitative ; ces dernières sont les variables explicatives.

Afin de réaliser une analyse de la covariance (ANCOVA), il faut au préalable que 3 conditions soient remplies :

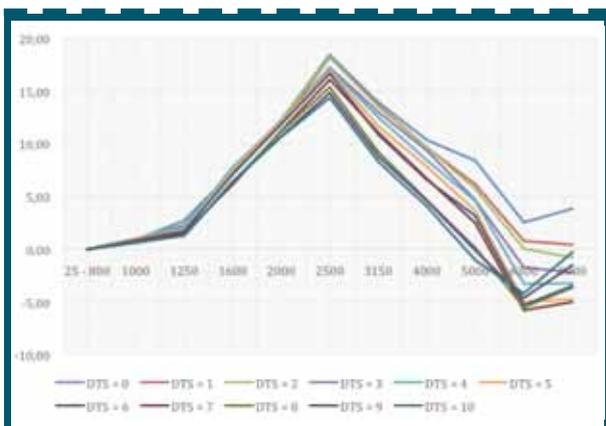
- Les variances doivent être homogènes dans chacun des groupes,
- Les observations doivent être indépendantes,
- La distribution des REUG doit suivre une loi normale.

Vérification de ces conditions :

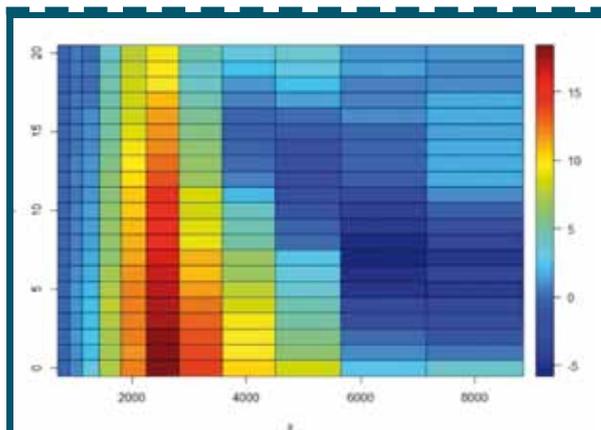
- Afin de tester l'homogénéité des variances dans chacune de nos valeurs de DTS, on effectue le Test de BARTLETT. D'après ce test, le p-value est inférieur à $2,2 * 10^{-16}$. Les variances sont donc homogènes.
- Les observations sont indépendantes car les mesures n'ont aucune influence les unes sur les autres : repositionnement de la sonde entre chaque mesure de REUG, sondes changées et calibrées entre chaque patient, etc.
- Afin d'analyser la normalité de la distribution des valeurs de REUG dans chaque groupe (chaque DTS), le test de SHAPIRO-WILK est réalisé sur R. D'après le test de Shapiro-Wilk, le p-value à toutes les insertions inférieures à 1%. Ce test est également hautement significatif : la variable REUG suit une loi normale pour chaque DTS.



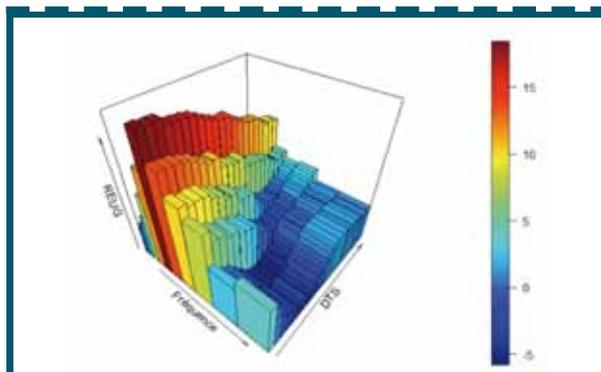
Graphique 3 : Courbe de moyennes de REUG en fonction de la DTS aux fréquences 6300 Hz



Graphique 4 : Représentation 2D des courbes de REUG moyenné en fonction de la fréquence pour les DTS comprises entre 0 et 10 mm.



Graphique 5 : Graphique 2D représentant les REUG moyennés (échelle colorimétrique), en fonction de la fréquence (x) pour les DTS (y) comprises entre 0 et 20 mm. (Réalisé avec logiciel RStudio).



Graphique 6 : Histogramme 3D représentant les REUG en dB (z) moyennés, en fonction de la fréquence (x) pour les DTS (y) comprises entre 0 et 20 mm. (Réalisé avec logiciel RStudio).



Les conditions étant respectées, l'analyse de la covariance peut être réalisée.

Le script et résultats de ce test utilisé sur R ont été les suivants :

```
> ancova2 <- aov(datap$REUG~datap$DTS*datap$Freq)
> ancova2
Call:
aov(formula = datap$REUG ~ datap$DTS * datap$Freq)

Terms:
          datap$DTS datap$Freq datap$DTS:datap$Freq Residuals
Sum of Squares  4434.41   7666.13             564.12 115261.16
Deg. of Freedom      1           1                 1      3241

Residual standard error: 5.96351
Estimated effects may be unbalanced
> summary(ancova2)
              Df Sum Sq Mean Sq F value Pr(>F)
datap$DTS      1  4434    4434  124.09 2e-16 ***
datap$Freq     1  7666    7666  215.56 2e-16 ***
datap$DTS:datap$Freq 1    564     564   15.86 8.98e-05 ***
Residuals    3241 115261      36
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1
```

L'analyse de la covariance prouve **la relation entre le REUG et la DTS**; il existe aussi une influence **statistiquement significative** entre le positionnement de la sonde et la variation du REUG. Enfin, les deux variables explicatives (DTS et fréquences) sont **indépendantes**.

Le REUG tend donc à décroître lorsque la distance entre la sonde et le tympan augmente, pour l'ensemble des fréquences.

Les gains aux fréquences comprises entre 80 et 1000 Hz sont négligeables. (0,16 dB en moyenne)

Les fréquences relatives aux pics de résonnance (REUG maximales) ont tendance à stagner ou diminuer légèrement lorsque la DTS croit. (En moyenne le pic se situait à 2481 Hz avec une étendue de 1100 Hz.)

Les nœuds de pressions sont observables à partir de 4000 Hz. A cette fréquence, il est maximal à une DTS de 15mm. A 5000 Hz, le nœud est atteint à 12mm. A 6300 Hz, ce phénomène est maximal à 7 mm de la membrane tympanique. Il apparaît également vers 6mm à 8000 Hz.

Ces résultats prouvent donc aisément qu'il existe un lien fort entre la DTS et le REUG.

Ce dernier est maximal pour des DTS comprises entre 0 et 3 millimètres.

5

Discussion

La mesure in vivo permet une mesure objective de la pression sonore à proximité du tympan. Utilisée pour contrôler l'efficacité prothétique, elle sert à l'audioprothésiste à vérifier le couplage électro-acoustique entre l'appareil et l'oreille du patient en conditions d'utilisation. Une sonde est alors introduite dans le conduit auditif externe afin de mesurer la pression acoustique.

Les études précédentes ont été réalisées avec bien moins de précision (tous les 5mm en général et par octave) et de sujets testés. Les signaux sonores émis pour les tests étaient en général wobulés ou un bruit blanc et les résultats différaient grandement.

Le but de ce travail était d'évaluer l'influence du positionnement de cette dernière. Les mesures de gain naturel de l'oreille ont été réalisées à tous les millimètres et analysées par tiers d'octave, constituant ainsi notre base de données.

L'analyse de covariance de notre base de données a mis en évidence la relation entre le positionnement de la sonde et le gain naturel de l'oreille (REUG).

En effet, le REUG tend à décroître lorsque la distance entre la sonde et le tympan augmente, pour l'ensemble des fréquences.

Par ses réflexions (30% à 40%), la membrane tympanique introduit un régime d'ondes stationnaires dans le CAE, d'où l'apparition de nœuds de pression. Ce phénomène a tendance à apparaître lors des mesures in vivo dans les fréquences aiguës (à partir de 4000 Hz). Les niveaux de pression mesurés seront négatifs et les calculs de gains peuvent être erronés de 10 à 20 dB selon la fréquence et l'insertion de la sonde.

En 1988, Sullivan avait estimé la distance moyenne du nœud de pression à 14,8 mm en se basant sur le calcul de la résonnance quart d'ondes dans un tube de type ouvert-fermé ($l = \lambda/4 = c/4f$ d'où $\lambda = 355 / 4 \cdot 6000 = 14,8 \cdot 10^{-3} \text{ m} = 14,8 \text{ mm}$).

Pour Gerling et Engman (1991), la distance moyenne du nœud de pression, mesuré sur 20 conduits auditifs, était de 12,4mm à partir de la membrane tympanique. Gerbaud (1995) avait évalué à 16mm du tympan à 6000 Hz. En 2001, Storey et Dillon l'avait estimé à 14,1 mm.

Nos résultats relatifs à la position des nœuds de pression (15 mm de la membrane tympanique à 4000 Hz - 12 mm à 5000 Hz - 7mm à 6300 Hz - vers 6mm à 8000 Hz) sont relativement inférieurs à ceux trouvés par les auteurs précédents.

Idéalement, l'insertion de l'extrémité de la sonde doit minimiser le risque de se placer dans un nœud de pression.

Certaines études ont mis l'accent sur l'importance des hautes fréquences dans l'information sonore. Pour certains orateurs, en particulier les femmes et les enfants, les sons de parole s'étendent bien au-dessus de 3 kHz. Stelmachowicz et al suggèrent que la bande passante d'un appareil auditif devrait s'étendre jusqu'à 9 kHz pour conserver l'audibilité des phonèmes / s / et / z / émis par tous les locuteurs. L'inaudibilité de ces informations peut entraîner un développement phonologique retardé chez les enfants malentendants.

Le positionnement de la sonde relativement à l'extrémité de l'embout ou de l'appareil auditif intra-auriculaire a également fait l'objet de nombreuses études. Ces dernières convergent vers une recommandation d'au moins 5 mm entre la sonde et l'extrémité de l'embout.

Caldwell et Souza, Scollie et Burkhard et Sachs n'ont trouvé aucune différence significative de gain entre les profondeurs d'insertion de 1 et 5 mm du tympan. Selon Burkhard et Sachs, les recommandations de ne pas placer la sonde trop proche du tympan seraient donc issues d'une « prudence générale » (sensation d'inconfort du patient).

Quelle profondeur d'insertion serait donc la plus adaptée à la mesure in vivo pour un conduit auditif externe de longueur moyenne ?

En confrontant les résultats et analyses précédentes, l'insertion optimale serait un compromis entre le confort du patient, l'absence de nœuds de pression et l'écartement relatif à l'extrémité de l'embout ou de l'appareil intra-auriculaire. Ceci conviendrait à un placement de 1 à 2 mm de la membrane tympanique pour un bruit rose en entrée. Cette tendance est conforme aux recommandations de Hellstrom et Axelsson (1991) et celles de Gerling IJ, Engman mais s'oppose clairement à certaines études résumées dans le tableau III.

Malgré l'hypothèse de départ que les conduits auditifs externes ont tous la même longueur, l'étude a permis d'analyser comment les variations de profondeur de l'extrémité de la sonde affectent les mesures de gain naturel de l'oreille dans un CAE moyen.

En effet, cette dernière met en évidence des différences de REUG importantes et statistiquement significatives selon la fréquence et la DTS.

Au vu des résultats obtenus, une méthode visuelle basée sur l'observation par otoscopie ou vidéo-otoscopie du placement de la sonde tout en ajustant l'extrémité de la sonde à 1 ou 2 mm de la membrane tympanique serait la plus adaptée. Une méthode « tactile » par laquelle la sonde est insérée jusqu'à ce qu'elle touche la membrane tympanique et retirée de quelques millimètres peut également être pratiquée mais peut provoquer un certain malaise du patient.

Ces informations sont importantes pour les professionnels de l'audition car l'efficacité de la MIV réside dans l'application rigoureuse d'une procédure bien précise.

Dans notre série, nous avons émis l'hypothèse que les conduits auditifs externes ont tous la même longueur. Il serait donc intéressant de mener l'étude en y intégrant les variables longueur et volume des CAE dans le protocole de mesure et dans l'analyse de la variation de REUG pour cibler plus de patient (notamment les enfants). Afin de mesurer avec précision, on pourra utiliser le scanner 3D de l'oreille et d'étudier ainsi, les variations apportées par celle-ci.

Boothroyd A, Medwetsky L. (1992) « Spectral distribution of /s/ and the frequency response of hearing aids ». *Ear Hear* N° 13. Pages: 150-157.

BROCARD C. (mars 2006) « La mesure in vivo ». *Audio infos* ; N°98. Pages : 61 à 64.

Caldwell M, P E. Souza, PhD, and K L. Tremblay, (septembre 2006) « Effect of Probe Tube Insertion Depth on Spectral Measures of Speech ».

Chamberlain JM, Terndrup TE, Alexander DT, et al. (1995) « Determination of normal ear temperature with an infrared emission detection thermometer ». *Ann Emerg Med* N° 25 Pages : 15-20.

Chan JCK, Geisler CD. (1990) « Estimation of eardrum acoustic pressure and of ear canal length from remote points in the canal ». *The Journal of the Acoustical Society of America* N°87. Pages : 1237-1247.

Dirks D, Kincaid G. (1987) « Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements ». *Ear Hear* 8. Pages : 60-67.

Dirks D, Ahlstrom JB, Eisenberg LS. (1996) « Comparison of probe-tube insertion methods on estimates of ear-canal SPL ». *The Journal of the Acoustical Society of America* N°7. Pages : 31-38.

Dodelé L., Dodelé D. (septembre / octobre 1999) « La mesure in vivo et in vivo simulé ». *Les cahiers de l'Audition*, Volume 12, N°5 : pages : 9 à 23

Duda R.O. et W.L. Martens, (1998) « Range dependence of the response of a spherical head model », *The Journal of the Acoustical Society of America* N°104, pages : 3048-3058.

Farmer-Fedor B.L. et R.D. Rabbitt, (2002) « Acoustic intensity, impedance and reflection coefficient in the human ear canal », *The Journal of the Acoustical Society of America* N°112, pages : 600-620.

Feigin, Judith A. MS; Barlow, Nancy L. Nelson MS; Stelmachowicz, Patricia G. PhD (Octobre 1990) « The Effect of Reference Microphone Placement on Sound Pressure Levels at an Ear Level Hearing Aid Microphone Ear & Hearing ».

Gan R.Z., B. Feng, et Q. Sun, (2004) « Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission », *Annals of Biomedical Engineering*, N° 32. Pages 847-859.

Gerling IJ, Engman SM. (1991). « Comparison of probe tube placement methods in real ear measurements » *The Journal of the Acoustical Society of America* N°42. pages :20-22.

HARFORD E., DODDS E. (1966) « The clinical application of CROS, a hearing aid for unilateral deafness ». *Arc Otolaryngol*, pages : 455 à 464.

Hawkins, D., Mueller, H., (1986). « Some variables affecting the accuracy of probe tube microphone measurements ». *Hearing Instruments* N°37. pages : 8-12, 49.

Hawkins, D., Mueller, H., (1992). « Procedural considerations in probe-tube microphone measurement » *The Journal of the Acoustical Society of America*. pages : 67-90.

Hellstrom P-A, Axelsson A. (1993) « Miniature microphone probe tube measurements in the external ear canal ». *The Journal of the Acoustical Society of America* N°93. pages : 907-919.

Holube, I. & EHIMA-ISMADHA Working Group (2006). « Short description of the international speech test signal (ISTS) ».

Ickes, M., Hawkins, D., Cooper, W. (1991). « Effect of reference microphone location and loudspeaker azimuth on probe tube microphone measurements ». *Journal of the American Academy of Audiology* N°2 : 156-163.

Katz B.F.G., (2000) « Acoustic absorption measurement of human hair and skin within the audible frequency range », *The Journal of the Acoustical Society of America*, N°108, p. 2238-2242.

Katz B.F.G., (2001) « Boundary element method calculation of individual head-related transfer function. I. Rigid model calculation », *The Journal of the Acoustical Society of America*, N°110, p. 2440-2448.

Kayser, S. D. Ewert, J. Anemuller, T. Rohdenburg, V. Hohmann, and B. Kollmeier, (2015) « Database of Multichannel In-Ear and Behind-the-Ear Head-Related and Binaural Room Impulse Responses » *The Journal of the Acoustical Society of America*.

Khanna S.M. et M.R. Stinson, (1985) « Specification of the acoustical input to the ear at high frequencies », *The Journal of the Acoustical Society of America*, N° 77, p. 577-589.

Khanna S.M., J. Tonndorf, et J.E. Queller, (1976) « Mechanical parameters of hearing by bone conduction », *The Journal of the Acoustical Society of America*, N°60, p. 139-154.

Lemasson J.B. (2015) « Les mesures in vivo, la mesure d'occlusion ». *Audio infos; Les feuillets techniques d'Audio infos – Partie II*, N°200 : p 42 à 45

Moore Brian C. J., Stone Michael A. (2004). « Estimated variability of real-ear insertion response (REIR) due to loudspeaker type and placement ». *International Journal of Audiology* N° 43. Pages : 271-275.

Nakazawa M. et A. Nishikita, (2005) « Development of sound localization system with tube earphone using human head model with ear canal, » *IEICE Trans. Fundamentals*, p. 3584-3592.

Pittman A, Stelmachowicz S, Lewis D, Hoover B. (2003) « Spectral characteristics of speech at the ear: implications for amplification in children ». *J Speech Lang Hear Res*. Pages : 649-657.

Pumford, J. (2005). « Benefits of probe-mic measures with CROS/BiCROS fittings ». *Hearing Journal* N°58 ; pages 34-40.

Pumford, J., Sinclair, S. (2001). « Real-Ear Measurement » : Basic Terminology and Procedures. Pages 20-29.

Qi L., H. Liu, J. Lutfy, W. Funnell, et S. Daniel, A (2006) « Nonlinear finite-element model of the newborn ear canal », *Journal of the Acoustical Society of America*, N°120, p. 3789-3798.

Revit LJ, Valente M, Hosford- Dunn H, Roeser R. (2000) « Real-ear measures ». *Audiology: Treatment*. Thieme Medical Publishers; pages : 105-148.

Salvinelli F, M. Maurizi, S. Calamita, L. D'Alatri, A. Capelli and A. Carbone, (1991) « The External ear and the Tympanic Membrane », *Scandinavian Audiology*, pages : 253-256.



Scollie SD, Seewald RC, Cornelisse LE, Miller SL. (1998) « Procedural considerations in the real ear measurement of CIC instruments ». The Journal of the Acoustical Society of America. Pages : 216-220.

Shaw E. et M.R. Stinson, (1983) « The human external and middle ear: models and concepts », Mechanics of hearing, Edition de Boer and M.A. Viergever, pages 3-10.

Stelmachowicz PG, Pittman AL, Hoover BM, Lewis DE, Moeller MP. (2004) « The importance of high-frequency audibility in the speech and language development of children with hearing loss ». Arch Otolaryngol Head Neck Surg. Pages : 556-562

Stelmachowicz PG, Pittman AL, Hoover BM, Lewis DE. (2001) « Effect of stimulus bandwidth on the perception of /s/ in normal and hearing-impaired children and adults ». The Journal of the Acoustical Society of America Pages: 2183-2190.

Stinson M.R et G.A. Daigle, (2005) « Comparison of an analytic horn equation approach and a boundary element method for the calculation of sound fields in the human ear canal », The Journal of the Acoustical Society of America, pages 2405-2411.

Stinson M.R. et S.M. Khanna, (1994) « Spatial distribution of sound pressure and energy flow in the ear canals of cats », The Journal of the Acoustical Society of America, pages : 170- 180,

Stinson M.R., (1985) « The spatial distribution of sound pressure within scaled replicas of the human ear canal », The Journal of the Acoustical Society of America, pages : 1596-1602

Storey L, Dillon H., (2001) « Estimating the Location of Probe Microphones Relative to the Tympanic Membrane », The Journal of the Acoustical Society of America pages : 150-154

Sullivan, R. F. (1988). « Probe tube microphone placement near the tympanic membrane ». Hearing Instruments N°39, pages 43-50.

Sullivan, R. F. (1995). « Audiological applications of video otoscopy ». The Hearing Journal N°48, pages : 10-15.

Walsh T. et L. Demkowicz, (2003) « Boundary element modeling of the external human auditory system - oriented adaptivity with multiple load vectors ». Methods Appl. Mech. Engrg, N°192, pages : 125-146.

Walsh T., L. Demkowicz, et R. Charles, (2004) « Boundary element modeling of the external human auditory system », The Journal of the Acoustical Society of America N°115, pages 1033-1043.

Weinrich S., (1984) « Sound field calculations around the human head », The acoustics laboratory, Technical University of Denmark.

Wiener FM, Ross DA. (1946) « The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field ». The Journal of the Acoustical Society of America N°18 pages:401-408.

Xiao T. et Q.H. Liu, (2003) « Finite difference computation of head-related transfer function for human hearing », The Journal of the Acoustical Society of America N°113, pages : 2434-2441

Audilab, un réseau qui apporte à vos patients, une prise en charge de qualité.



DES VALEURS RECONNUES

Depuis 5 ans, Audilab est l'unique réseau d'audioprothésistes à détenir 3 certifications (ISO 9001, ISO 14001 et NF Service 518) qui affichent de façon objective la prise en charge optimale des patients.

DES VALEURS COMMUNES

Le réseau, composé de plus de 180 centres, est dirigé par des audioprothésistes associés pour favoriser le partage des expériences et la montée en compétences par des sessions de formation.

DES VALEURS NOVATRICES

Les centres sont équipés des toutes récentes innovations technologiques et profitent en permanence des dernières évolutions pour garantir des méthodes d'appareillage des plus précises.

DES VALEURS PARTAGÉES

Les services mis à disposition libèrent les audioprothésistes associés de lourdes contraintes administratives et de gestion, leur permettant de se concentrer sur leur cœur de métier.

Audioprothésistes, si vous vous retrouvez dans ces valeurs, contactez-nous en toute confidentialité :
02 47 64 64 20 | direction@audilab.fr



Retrouvez nous sur
www.audilab.fr

RÉSEAU
Audilab

“ JE RECHARGE PLUS VITE QUE VOUS... ON PARIE ?



VOTRE AIDE AUDITIVE LITHIUM-ION À CHARGE ULTRA RAPIDE.



15 min de charge
= déjà 3h d'autonomie



Charge complète
= 24h d'autonomie



Batterie lithium-ion
garantie 4 ans

Avec la technologie rechargeable Phonak, **vivez maintenant.**

Une marque Sonova

PHONAK
life is on

Veille acouphènes

Vérification expérimentale des Avantages et Inconvénients des Bruits Ondulants dans la Thérapie Acoustique de l'Acouphène (T.R.T.)



Introduction

Après un état des lieux des nombreuses thérapies sonores précédemment publiées (Lurquin & Gauchet 2018), nous avons réalisé une analyse prospective sur l'efficacité des bruits fluctuants. Notre étude a pour but d'analyser, sur un échantillon de 52 patients appareillés, souffrant à la fois de perte auditive et d'acouphènes, l'intérêt des bruits fluctuants et les images mentales qu'il peuvent véhiculer en comparaison du bruit blanc « constant », plus largement répandu.

Il s'agira de mesurer, sur une période de 90 jours environ, l'acceptation des bruits fluctuants, oscillants ou dits d'océan ainsi que leurs effets sur la perception fantôme afin de savoir si la continuité du son est un élément indispensable dans l'habituation à l'acouphène.

Depuis le début des années 1980, les appareils auditifs sont équipés de générateur de bruit dans le but d'améliorer la prise en charge des acouphènes (Henry, Zaugg, & Schechter, 2005). Les audioprothésistes ont aujourd'hui la possibilité de proposer une grande diversité de bruits à leurs patients.

Matériel & Méthodes

Sujets

Cette étude longitudinale se base sur 52 patients, 30 hommes et 22 femmes souffrant d'acouphènes avec un score minimum au THI de 40. 27 patients ont été suivis à l'hôpital Saint-Pierre de Bruxelles, 25 patients ont été suivis à l'hôpital Marie Curie de Charleroi. Les conditions de l'étude ont imposé la création de deux groupes :

- le **groupe 1**, de 25 patients, rassemble ceux qui ont suivi un protocole serré (essai comparatif) ;

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> - Patient adulte - Agé de 70 ans maximum - Francophone ou anglophone - Acouphène subjectif présent depuis 6 mois minimum - Score au THI d'au-moins 40% 	<ul style="list-style-type: none"> - Acouphène objectif ou pulsatile - Autre prise en charge simultanée de l'acouphène - Pathologie psychiatrique ou neurologique - Traitement médicamenteux pouvant impacter le système nerveux central - Patient de catégorie IV suivant la classification de Jastreboff1

Tableau 1 : Critères d'inclusion et d'exclusion

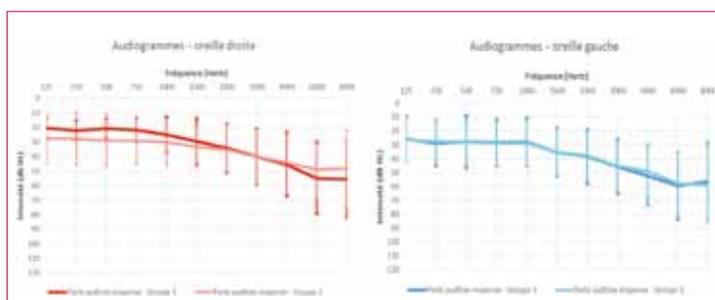


Figure 1 : Représentation des audiogrammes moyens et des écart-types des groupes 1 et 2

- le **groupe 2**, de 27 personnes, prend en considération d'anciens patients déjà traités par des bruits fluctuants qui ont été recontactés ainsi que les plus récents dont la prise en charge par TRT était toujours en cours au moment de la finalisation de l'étude.

Deux personnes qui participaient initialement à l'étude et faisaient partie du groupe 1 ont dû être écartées : la première est partie à l'étranger après un mois d'essai et n'a pu être suivie, la deuxième a écarté volontairement le bruit modulé alors qu'il était plus agréable, pensant suite à ses lectures que le bruit blanc était plus efficace.

Un certain nombre de conditions devaient impérativement être remplies afin de pouvoir participer à l'étude. Les critères d'inclusion et d'exclusion sont repris dans le tableau 1.

Notre volonté était d'obtenir deux groupes homogènes. La perte auditive moyenne des patients du groupe 1 est de 31.39 dB HL

(± 11.43) à droite et 36.59 dB HL (± 16.07) à gauche, celle des patients du groupe 2 est de 34.54 dB HL (± 14.86) à droite et 35.89 dB HL (± 14.36) à gauche. (voir ci-dessous). La comparaison est donc parfaite sur le plan auditif (Figure 1).

Bilan audiométrique et évaluation initiale

Tout patient pris en charge a d'abord effectué un bilan audiométrique complet en cabine insonorisée au moyen d'un audiomètre Interacoustics AC-40 et d'un casque avec cellules TDH-39.

L'évolution de l'impact de l'acouphène sur la vie des sujets a été évalué au moyen d'un questionnaire THI et les variations d'intensité et de gêne grâce aux échelles visuo-analogiques des questions 2 et 5 du questionnaire BAHIA. (Lurquin & Leleu 2013).

Philippe LURQUIN



Audioprothésiste,
Bruxelles-Charleroi
Chargé de cours
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

Maud REAL



Audioprothésiste,
Bruxelles

François-René
GAUCHET



Audioprothésiste,
Lille



Une comparaison subjective entre le bruit blanc et le bruit fluctuant a été effectuée au travers du questionnaire QMA (Questionnaire sur la Modulation d'Amplitude). (Lurquin & Gauchet 2018) Voir notre précédente veille acouphène

Appareillages mis en place

La thérapie acoustique choisie implique l'adaptation d'appareils auditifs équipés de générateurs de bruits proposant des bruits blancs et modulés en amplitude, tous adaptables au profil auditif des sujets. La recherche du point de mélange devait pouvoir se faire dans un nombre suffisant de canaux de réglage afin de respecter au mieux l'approche de la thérapie sonore par TRT. La vitesse de modulation devait être réglable pour respecter les préférences de chacun. La bande passante des appareils devait être suffisamment large pour couvrir la fréquence des acouphènes très aigus. Les marques retenues pour l'étude suivant ces critères furent Starkey et Oticon. Le bruit blanc adapté à la perte a donc été modulé avec les appareils Starkey ; un bruit d'océan (modulation automatique) ajusté au point de mélange a été proposé avec les appareils Oticon.

L'étude a été réalisée dans une logique de prise en charge réelle de tout patient acouphénique plaintif qui viendrait consulter en cabinet. La stimulation acoustique a donc été multimodale – une amplification adaptée à la perte auditive de chacun a été combinée à la thérapie sonore – et associée à 4 séances de Counseling, comme prévu dans la prise en charge par TRT.

Procédure

La prise en charge a toujours débuté par une audiométrie tonale aérienne complète au casque. Une acouphénométrie a ensuite été réalisée afin de récolter les informations sur le type d'acouphène (son pur, souffle, bruit à bande étroite), sur sa fréquence et sur son intensité subjective. La recherche de l'acouphène a été réalisée dans l'oreille la plus touchée dans les cas d'atteinte bilatérale, ou dans l'oreille concernée lorsque la plainte était unilatérale.

La situation dans laquelle se trouve la plupart des patients acouphéniques qui viennent consulter demande adaptabilité et respect des préférences. Nous sommes donc partis du principe que le patient

vivrait mieux sa prise en charge si le choix du programme ne lui était pas imposé et qu'il connaîtrait ainsi des chances de succès accrues. Lors de l'adaptation des appareils et après mise en place d'une amplification adaptée, plusieurs programmes ont été installés de façon randomisée afin de laisser le libre choix entre un bruit blanc et un bruit modulé, tous deux adaptés à la perte auditive.

Le bruit a systématiquement été réglé au point de mélange bandes par bande de manière isolées, indépendantes et successives avant d'être présenté sur l'ensemble du spectre délivré par l'appareil. Une diminution de 3 à 5 dB a presque toujours été demandée, les sujets rapportant une sensation de sonie plus importante. La consigne était de rechercher une sonie équivalente à celle de l'acouphène. Le bruit fluctuant a quant à lui été programmé de façon à ce que le point de mélange soit atteint lors des phases de crête de la modulation d'amplitude pour éviter tout masquage. Certains patients dont l'intensité de l'acouphène fluctuait occasionnellement avec la fatigue ou le niveau de stress se sont vu proposer des programmes supplémentaires appelés « mauvais jour » pour chacun des deux types de bruits. Chaque nouveau programme conservait le réglage du programme original mais voyait son intensité augmenter par palier de 3 dB.

L'impact de l'acouphène sur la vie du sujet (THI), son intensité et le niveau de gêne qu'il engendre (BAHIA, questions 2 et 5) ont été relevés au début et à la fin de la thérapie (après 90 jours environ). Lors de la dernière séance le questionnaire QMA était de nouveau rempli par le patient afin d'avoir une vue générale sur la façon dont le bruit modulé était perçu et s'il était vécu comme meilleur et plus agréable pour une utilisation quotidienne que le bruit blanc.

Les données des Data Logging ont été récoltées lors de la séance intermédiaire de contrôle (après 15 jours environ) et lors de la dernière séance afin de constater une éventuelle évolution dans les habitudes de port. La séance intermédiaire a également permis d'ajuster les réglages des différents programmes en fonction des remarques des sujets.

Afin d'enrichir cette étude, l'ensemble des patients déjà traités suivant ce protocole ont été recontactés. Chaque personne a été revue, les données des Data Logging récoltées et les 3 questionnaires (BAHIA, THI et QMA) présentés. Les résultats au

THI et au BAHIA ont été comparés à ceux précédemment archivés. Les patients les plus récents dont la thérapie n'était pas terminée lors de la finalisation de l'étude ont également été inclus dans ce second groupe afin d'augmenter la quantité de données exploitables.

Un ensemble de données a par ailleurs été recueilli pour l'ensemble des sujets : type de patient selon la classification de Jastreboff, âge, fréquence de l'acouphène, temps de port moyen quotidien des appareils et durée totale de la thérapie.

Résultats

Groupe 1 et 2

Les différentes variables quantitatives initiales des deux groupes ont été comparées au moyen d'un test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants (âge, fréquence de l'acouphène, perte moyenne pour chaque oreille, score initial au THI, score initial au BAHIA concernant l'intensité subjective de l'acouphène et la gêne engendrée).

La comparaison selon le genre, faite suivant le test du khi-carré, entre le groupe 1 (64% d'hommes, 36% de femmes) et le groupe 2 (51% d'hommes, 49% de femmes) ne montre pas de différence statistiquement significative ($X^2=0,785$; $N=52$; $p=0,376$).

Le temps de port quotidien des appareils (groupe 1 : Md=10 h ; groupe 2 : Md=9 h) et le temps total de la thérapie (groupe 1 : Md=87 j ; groupe 2 : Md=140 j) ont également été comparés entre les deux groupes au moyen d'une analyse rétrospective utilisant le test de Mann-Whitney. Aucune différence statistiquement significative ne ressort, ni pour le temps de port quotidien ($U=280,5$; $p=0,303$), ni pour le temps total de la thérapie acoustique ($U=299$; $p=0,484$).

Sous-groupes

Le relevé du Data Logging de chaque patient après la période de prise en charge a permis de classer chacun en fonction de son utilisation. Ainsi, tout sujet ayant opté pour le programme « Bruit blanc » au moins 80% du temps a été rangé dans le sous-groupe « Bruit blanc ». De la même façon, ceux qui ont préféré le bruit modulé au moins 80% du temps ont été classés dans le sous-groupe « Bruit modulé ». Les sujets ayant utilisé de manière plus



équilibrée les différents programmes mis à leur disposition ont été regroupés dans un troisième sous-groupe appelé « utilisation mixte ».

Les scores initiaux au THI et au BAHIA concernant l'intensité subjective de l'acouphène et la gêne engendrée ont été comparés entre les sous-groupes « bruit blanc » et « bruit modulé » au moyen d'un test de Mann-Whitney. Aucune différence statistiquement significative n'a été constatée pour le groupe 1 tout comme pour le groupe « contrôle ».

De la même façon, l'analyse des modifications de score au THI et au BAHIA (intensité et gêne) à la fin de la prise en charge n'a pas mis en évidence de différence statistiquement significative entre la thérapie au bruit blanc et celle au bruit modulé.

En revanche, la comparaison des réponses entre les sous-groupes « Bruit blanc » et « Bruit modulé » au questionnaire QMA (voir notre précédente veille) met en évidence une différence statistiquement significative pour la suggestion mentale relative à ces deux stimuli, aussi bien pour le groupe 1 ($U=7,5$; $p=0,027$) que pour le groupe 2 ($U=13$; $p=0,030$).

Discussion

Analyse des résultats

L'émergence de la TRT au début des années 1990 grâce à Jastreboff a fait naître la notion d'habituation à l'acouphène. Le bruit blanc adapté au profil auditif associé au Counseling s'est naturellement imposé dans la thérapie acoustique.

Le but de cette étude était de déterminer l'intérêt des bruits fluctuants et de la suggestion mentale face au bruit blanc. Nous avons eu pour objectif de comparer les effets sur l'acouphène des deux stimuli et de mesurer l'acceptation du bruit modulé dans la thérapie afin de nous rendre compte si la continuité du son était obligatoire pour une prise en charge de qualité. Chaque bruit a donc été implémenté dans les aides auditives proposées et le libre choix du stimulus a été laissé aux sujets. Après récolte des données des Data Logging de chaque sujet, 3 sous-groupes ont été établis en fonction des temps d'utilisation. La limite de 80% d'utilisation a été fixée arbitrairement pour séparer une utilisation bimodale d'une utilisation jugée quasiment exclusive d'un stimulus

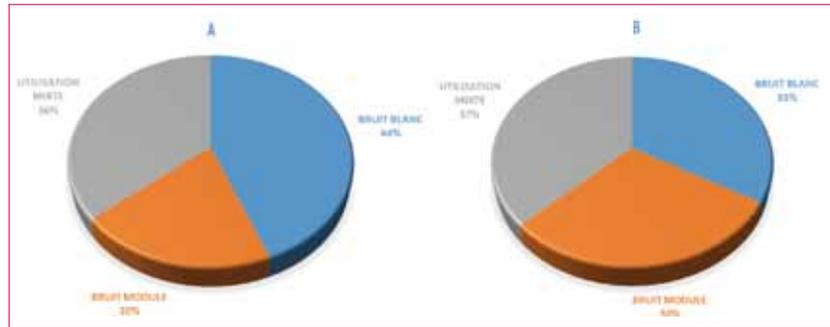


Figure 2 : Représentations du pourcentage de personnes réparties dans chaque sous-groupe. Le diagramme A représente la répartition au sein du groupe 1, le diagramme B représente la répartition dans le groupe 2

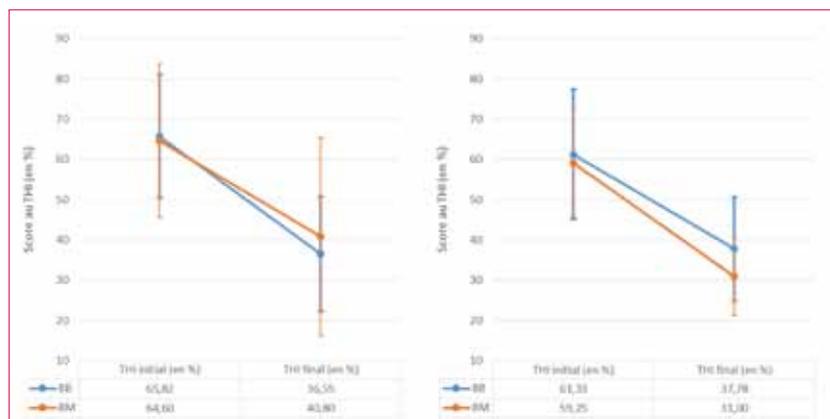


Figure 3 : Représentation des scores moyens au THI avant et après thérapie pour les sous-groupes Bruit Blanc et Bruit Modulé. Le graphique de gauche concerne les résultats du groupe 1, celui de droite concerne les résultats du groupe 2

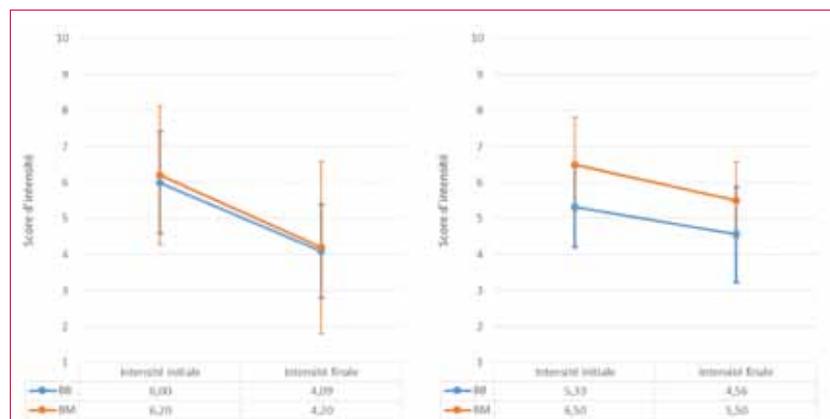


Figure 4 : Représentation des scores moyens au BAHIA concernant l'intensité de l'acouphène avant et après thérapie pour les sous-groupes Bruit Blanc et Bruit Modulé. Le graphique de gauche concerne les résultats du groupe 1, celui de droite concerne les résultats du groupe 2

sonore. Nous sommes partis du principe que tout sujet qui utilisait un stimulus au moins 80% du temps était en situation de rejet du second. A l'inverse, une utilisation moins marquée devait mettre en évidence une utilisation bimodale.

L'analyse de la modification des scores au THI et au BAHIA (intensité de l'acouphène et gêne sous-jacente)

sur la durée de la thérapie a mis en avant qu'il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les bénéfices apportés. La thèse avancée par Reavis et al. (2012) selon laquelle la réduction de l'hyperactivité neurale associée à l'acouphène pourrait être plus efficace avec un bruit fluctuant semble remise en cause. En effet, la diminution de



> VEILLE ACOUPHÈNES

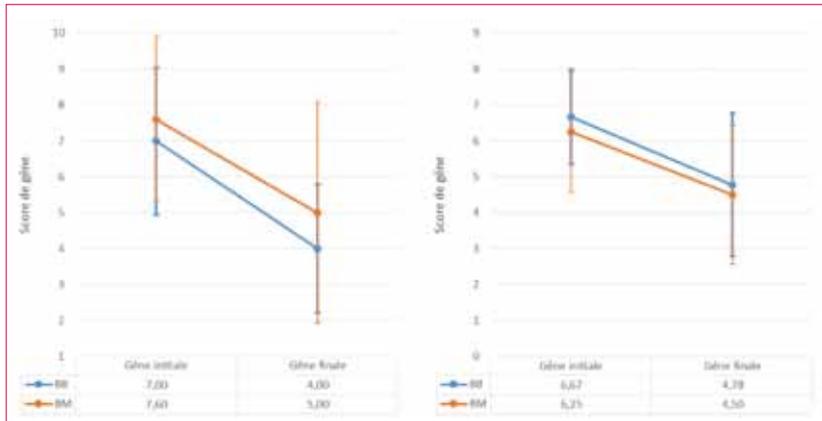


Figure 5 : Représentation des scores moyens au BAHIA concernant la gêne liée à l'acouphène avant et après thérapie pour les sous-groupes Bruit Blanc et Bruit Modulé. Le graphique de gauche concerne les résultats du groupe 1, celui de droite concerne les résultats du groupe 2

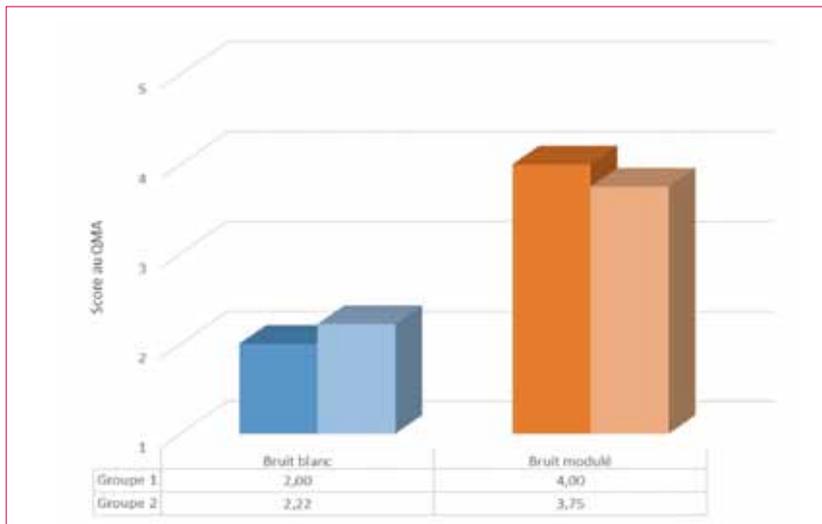


Figure 6 : Représentation du score moyen à la question « La bruit blanc/modulé m'évoque une image agréable ». Les couleurs les plus sombres représentent les scores du groupe 1 alors que les plus pâles correspondent aux scores du groupe 2

l'intensité de l'acouphène n'apparaît pas comme plus importante qu'avec le bruit blanc. La supériorité des performances en terme de désynchronisation ne semble donc pas prouvée. De la même façon, la modification de la gêne reste similaire quel que soit le stimulus choisi. La modulation d'amplitude ne semble donc pas favoriser une sortie du champ de conscience plus rapide de l'acouphène. Certains sujets rapportent même un effet distracteur qui les amène à diriger leur attention sur le son stimulant plutôt que sur leur acouphène, ce qui tend à confirmer l'hypothèse de Lurquin & Fuks (2015). Toutefois, cette attention désormais focalisée sur un nouveau bruit peut s'avérer être contre-productive, notamment chez les sujets aux THI moins élevés. Le bruit modulé pourrait donc avoir un intérêt dans le décrochage

attentionnel réservé à ceux dont le score au THI les classe dans la catégorie « catastrophique ».

La seule différence statistiquement significative mise en évidence concerne la suggestion mentale. La comparaison des réponses des sous-groupes « Bruit blanc » et « Bruit modulé » du groupe 1 au questionnaire QMA montre que le bruit modulé ($M=4,00$; $\sigma=1,41$) évoque nettement une image agréable face au bruit blanc ($M=2,00$; $\sigma=1,10$). Cette tendance a été confirmée dans le groupe 2.

Le nombre malgré tout restreint de ceux qui ont opté pour le bruit modulé interpelle : seulement 5 sujets (20%) l'ont choisi, contre 11 (44%) pour le bruit blanc dans le groupe 1. La répartition s'équilibre cependant dans le groupe 2 mais reste

relativement faible : 8 personnes (30%) ont opté pour le bruit fluctuant alors que 9 (33%) lui ont préféré le stimulus plus classique. Bien que jugé plus agréable, aucune tendance franche ne se dégage dans l'utilisation du bruit fluctuant, sans doute à cause de la captation fréquente de l'attention qui peut perturber dans les moments demandant le plus de concentration.

L'utilisation bimodale qui se retrouve dans les deux groupes (9 personnes, 36% dans le groupe 1 ; 10 personnes, 37% dans le groupe 2) amène à penser que le bruit modulé dont la performance semble comparable à celle du bruit blanc est un bon complément en fonction des moments de la journée, suivant que le sujet sollicite son intellect ou recherche la relaxation.

Limites de l'étude

La principale limite de notre étude relève du faible nombre de sujets ayant opté pour le bruit modulé en amplitude. Un certain écart de population entre chaque sous-groupe apparaît d'ailleurs entre les sous-groupes du groupe 1. Un nombre équivalent et plus élevé de sujets dans chaque sous-groupe aurait offert des possibilités de comparaison objective plus puissantes. D'évidentes raisons éthiques liées à la détresse des patients acouphéniques ont cependant imposé de laisser le libre choix du stimulus afin d'apporter le meilleur soulagement possible à chacun. Par ailleurs, les aléas de la consultation d'un cabinet d'audioprothèse ont limité le nombre de patients éligibles pour l'étude. C'est dans le but de pallier à ces problèmes que le groupe 2 fut créé : composé d'anciens patients ou de sujets dont la thérapie n'était pas terminée au moment de la clôture de l'étude, le groupe 2 est donc très hétérogène ; celui-ci a malgré tout pu nous donner des résultats totalement comparables à ceux du groupe 1 ayant suivi un protocole plus strict.

Une autre limite imputable à l'étude est liée au profil auditif varié des sujets. En effet, alors que certains sujets acouphéniques souffraient aussi d'hyperacousie (ce qui excluait toute amplification), d'autres participants se voyaient adapter leur premier appareillage avec amplification associée à la prise en charge acouphène. Les améliorations de l'état de chacun ne peuvent dès lors par être exclusivement attribuées à la thérapie



sonore. L'amplification de l'environnement sonore a en effet pu jouer un rôle pour certains dans les bénéfices observés.

Une limite potentielle apparaît avec la délivrance de différents types d'appareils pour l'étude. Outre l'approche différente de la prise en charge acoustique par bruit ondulant, les différentes gammes d'appareils offrent également plusieurs bandes passantes. L'objectif décrit par Kim et al. (2014) visant à faire intervenir un maximum de fibres du nerf auditif doit donc être relativisé. La stimulation sonore qui se veut équilibrée sur l'ensemble du spectre n'est en effet pas forcément la même suivant le modèle choisi en concertation avec le patient. Il serait sans doute intéressant de réaliser plusieurs études toutes limitées à un seul modèle et de comparer les résultats en fonction de la bande passante des appareils.

Applications envisageables

Les résultats de notre étude montrent des bénéfices comparables entre le bruit ondulant et le bruit blanc. La modulation d'amplitude pourrait donc être proposée à des patients en situation de rejet du bruit blanc. Elle pourrait également être préconisée pour ceux dont l'acouphène provoque d'importants troubles anxieux qui ne pourraient être soulagés par un simple bruit monotone. Comme l'avancent en effet Mazurek et al. (2012) le niveau de stress peut avoir une influence sur l'acouphène subjectif. La suggestion mentale positive qui semble être provoquée par le bruit fluctuant pourrait de ce fait réduire la détresse de certains. L'impact potentiel sur la sécrétion d'endorphines pourrait faciliter le rejet des images négatives liées à l'acouphène en parallèle des séances de counseling. Les bénéfices majeurs pourraient se révéler chez ceux qui souffrent de trouble du sommeil. En effet, alors que le bruit blanc est généralement le moins populaire lors des phases d'endormissement (Handscorn, 2006), le bruit modulé, vécu comme plus agréable, pourrait favoriser apaisement et repos.

Toutefois, le choix relativement limité du bruit modulé face au bruit blanc tend à montrer qu'il n'est pas apprécié par tous. Plusieurs sujets l'ayant délaissé avaient d'ailleurs rapporté une focalisation sur le stimulus, ce qui pouvait s'avérer dérangeant, notamment dans les moments où une concentration maximale s'imposait. La fluctuation pourrait dès lors

être réservée aux moments de calme, de relaxation... A condition que le rejet du stimulus soit uniquement lié à la difficulté de concentration induite et pas à la modulation même...

Une restriction importante existe sans doute : la thérapie sonore par bruit modulé n'est vraisemblablement pas à conseiller aux patients hyperacousiques dont l'hypersensibilité aux sons est la plainte principale. En effet, la prise en charge préconisée consiste en la création d'un matelas sonore afin de protéger l'oreille de tout pic d'intensité en diminuant le contraste acoustique. Un bruit fluctuant provoquerait par définition des moments de creux d'amplitude, laissant l'oreille sans protection en cas de bruit perçu dans le même temps.

Le bénéfice le plus important pourrait donc être apporté à des patients acouphéniques catégorisés par le THI en situation « catastrophique ». La modulation d'amplitude pourrait alors avoir deux rôles principaux : la suggestion mentale soulagerait en partie un état dépressif, et la variation permanente du stimulus pourrait favoriser le décrochage attentionnel chez un sujet se concentrant davantage sur le bruit généré par son appareil que sur son acouphène.

Une thérapie acouphénique universelle ne semble donc pas réaliste. La personnalité et les besoins de chacun doivent être pris en compte. Le Counseling apparaît comme indispensable pour proposer un accompagnement psychologique, émotionnel et éducationnel. La proposition de Piskosz (2016) selon laquelle différents types de stimuli peuvent être proposés en fonction des situations la vie prend par contre tout son sens.

Conclusion générale

L'objectif principal de cette étude était d'analyser l'intérêt des bruits fluctuants, supposés mettre en place un processus de désynchronisation des fibres nerveuses et de la suggestion mentale dans le cadre de la prise en charge de type TRT face au bruit blanc, stimulus neutre plus largement répandu qui cherche à mettre en place un système de décrochage attentionnel par stimulation permanente des voies auditives.

Nos résultats à la fin de la thérapie n'ont pas mis en évidence de différence statistiquement significative entre les deux stimuli concernant les diminutions de sévérité, de gêne ou d'intensité de

l'acouphène. Toutefois, une différence statistiquement significative est apparue au niveau de la suggestion mentale. Aussi, bien que le bruit modulé ne semble pas apporter de bénéfice supérieur au bruit blanc, il a pour avantage d'être vécu comme plus agréable par le patient. Cependant, le faible nombre de sujets ayant opté pour ce stimulus doit nous amener à nuancer les résultats. Son caractère oscillant a tendance à attirer l'attention et ne convient donc pas à tout le monde.

La thérapie sonore par bruit ondulant semble donc être une thérapie à proposer à ceux dont la sévérité de l'acouphène est exceptionnelle, qui sont en situation de rejet du bruit blanc ou qui souffrent de graves troubles anxieux associés, voire plus largement en complément au bruit blanc pour des moments de relaxation ne demandant aucune mobilisation intellectuelle.

D'autres études complémentaires sur un panel de sujets plus important restent souhaitables afin de confirmer nos résultats. Une étude qui se concentrerait sur ceux qui sont en situation de détresse avancée avec un choix forcé bruit blanc ou bruit modulé, permettrait de mieux comparer les efficacités de chaque thérapie. Une autre étude tout venant proposant les deux stimuli en donnant des consignes d'utilisation strictes en fonction des activités permettrait aussi d'évaluer les bénéfices sur les troubles associés tels que le stress et l'insomnie après 3 mois de prise en charge.

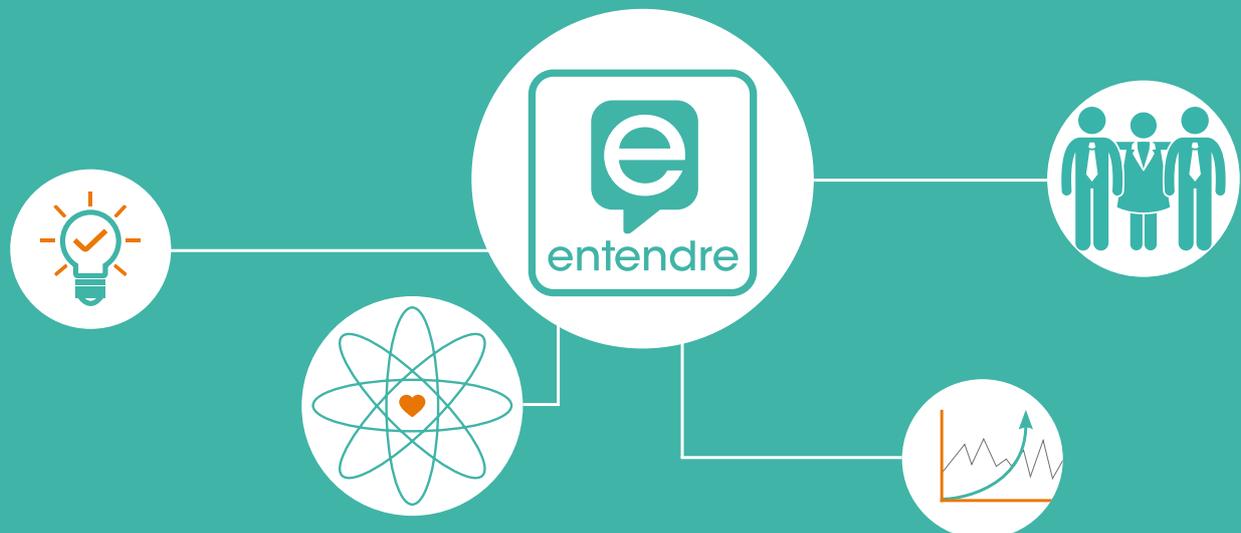
Bibliographie

- Dos Santos, G. M., Bento, R. F., de Medeiros, I. R. T., Oiticica, J., da Silva, E. C., & Pentead, S. (2014). The Influence of Sound Generator Associated With Conventional Amplification for Tinnitus Control : Randomized Blind Clinical Trial. *Trends in Hearing*, 18, 233121651454265. <https://doi.org/10.1177/2331216514542657>
- Folmer, R., & Carroll, J. (2006). Long-Term Effectiveness of Ear-Level Devices for Tinnitus. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 134(1), 137.e1-137.e1. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2005.09.030>
- Handscorn, L. (2006). Use of bedside sound generators by patients with tinnitus-related sleeping difficulty : which sounds are preferred and why? *Acta Oto-Laryngologica*, 126(sup556), 59-63. <https://doi.org/10.1080/03655230600895275>



- Hanley, P. J., & Davis, P. B. (2008). Treatment of Tinnitus With a Customized, Dynamic Acoustic Neural Stimulus: Underlying Principles and Clinical Efficacy. *Trends in Amplification*, 12(3), 210–222. <https://doi.org/10.1177/1084713808319942>
- Hanley, P. J., Davis, P. B., Paki, B., Quinn, S. A., & Bellekom, S. R. (2008). Treatment of tinnitus with a customized, dynamic acoustic neural stimulus: clinical outcomes in general private practice. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 117(11), 791–799.
- Hann, D., Searchfield, G. D., Sanders, M., & Wise, K. (2008). Strategies for the Selection of Music in the Short-Term Management of Mild Tinnitus. *Australian and New Zealand Journal of Audiology*, 30(2), 129–140. <https://doi.org/10.1375/audi.30.2.129>
- Henry, J. A., Frederick, M., Sell, S., Griest, S., & Abrams, H. (2015). Validation of a novel combination hearing aid and tinnitus therapy device. *Ear and Hearing*, 36(1), 42–52.
- Henry, J. A., Rheinsburg, B., & Zaugg, T. (2004). Comparison of custom sounds for achieving tinnitus relief. *Journal of the American Academy of Audiology*, 15(8), 585–598.
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Nagler, S. M., & Fausti, S. A. (2002). Comparison of tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(10), 559–581.
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Zaugg, T. L., Griest, S., Jastreboff, P. J., Vernon, J. A., ... Stewart, B. J. (2006b). Clinical trial to compare tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. *Acta Otolaryngologica*, 126(sup556), 64–69. <https://doi.org/10.1080/03655230600895556>
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Zaugg, T. L., Griest, S., Jastreboff, P. J., Vernon, J. A., ... Stewart, B. J. (2006a). Outcomes of clinical trial: tinnitus masking versus tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2), 104–132.
- Henry, J. A., Zaugg, T. L., Myers, P. J., & Schechter, M. A. (2008). Using Therapeutic Sound With Progressive Audiologic Tinnitus Management. *Trends in Amplification*, 12(3), 188–209. <https://doi.org/10.1177/1084713808321184>
- Henry, J. A., Zaugg, T. L., & Schechter, M. A. (2005). *Clinical Guide for Audiologic Tinnitus Management I : Assessment*. *American Journal of Audiology*, 14(1), 21–48.
- Jastreboff, P. J. (2015). 25 Years of tinnitus retraining therapy. *HNO*, 63(4), 307–311. <https://doi.org/10.1007/s00106-014-2979-1>
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2000). Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11(3), 162–177.
- Katz, A. (2016). Bedside Sound Generators as a Tool for Tinnitus Management. *The Hearing Journal*. Consulté à l'adresse <http://journals.lww.com/thehearingjournal/blog/OnlineFirst/pages/post.aspx?PostID=9>
- Kim, B. J., Chung, S.-W., Jung, J. Y., & Suh, M.-W. (2014). Effect of Different Sounds on the Treatment Outcome of Tinnitus Retraining Therapy. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, 7(2), 87. <https://doi.org/10.3342/ceo.2014.7.2.87>
- Lugli, M., Romani, R., Ponzi, S., Bacciu, S., & Parmigiani, S. (2009). The Windowed Sound Therapy: A New Empirical Approach for an Effective Personalized Treatment of Tinnitus. *International Tinnitus Journal*, 15(1), 51.
- Lurquin, P. & Fuks, J. (2015). Evaluation de l'efficacité de la TRT au moyen de questionnaires : 1) le THI. *Les Cahiers de l'Audition*, 28(2), 38–42.
- Lurquin, P. & Penin, J. (2010). Premier pas en thérapie acoustique des acouphènes : création d'une séance initiatrice de counselling. *Les cahiers de l'audition*, 23(1), 5–23.
- Lurquin, P., Germain, M., Markessis, E., Palmers, S., Thill, M.P., Vincent, Y. (2002). Rôle du générateur de bruit dans la thérapie des acouphènes. *Les Cahiers de l'Audition*, 15.
- Lurquin, P., Real, M., & Leleu, O. (2013). BAHIA : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau « couteau-suisse » de l'audioprothésiste? *Les Cahiers de l'Audition*, 26(3), 40–43.
- Lurquin, P., Real, M., & Vannier, M. (2013). Du bon usage du bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 26(6), 36–39.
- Lurquin, P., Viudez, P., Esteve-Fraysse, M. J., & Thill, M. P. (2015). Le réglage des producteurs de bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 28(1), 62–65.
- Mazurek, B., Haupt, H., Olze, H., & Szczepek, A. J. (2012). Stress and tinnitus—from bedside to bench and back. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6.
- Pantev, C., Okamoto, H., & Teismann, H. (2012). Tinnitus : the dark side of the auditory cortex plasticity: Pantev et al. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1252(1), 253–258.
- Rabau, S., Cox, T., Punte, A. K., Waelkens, B., Gilles, A., Wouters, K., ... Van de Heyning, P. (2015). Changes over time of psychoacoustic outcome measurements are not a substitute for subjective outcome measurements in acute tinnitus. *European Archives of Otorhinolaryngology*, 272(3), 573–581.
- Reavis, K. M., Chang, J. E., & Zeng, F.-G. (2010). Patterned sound therapy for the treatment of tinnitus. *The Hearing Journal*, 63(11), 21–22.
- Reavis, K. M., Rothholtz, V. S., Tang, Q., Carroll, J. A., Djalilian, H., & Zeng, F.-G. (2012). Temporary Suppression of Tinnitus by Modulated Sounds. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 13(4), 561–571. <https://doi.org/10.1007/s10162-012-0331-6>
- Schaette, R., König, O., Hornig, D., Gross, M., & Kemper, R. (2010). Acoustic stimulation treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the stimulated frequency range. *Hearing Research*, 269(1–2), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2010.06.022>
- Sweetow, R. (2013). The use of fractal tones in tinnitus patient management. *Noise and Health*, 15(63), 96.
- Sweetow, R. W., & Sabes, J. H. (2010). Effects of Acoustical Stimuli Delivered through Hearing Aids on Tinnitus. *Journal of the American Academy of Audiology*, 21(7), 461–473.
- Thoma, M. V., La Marca, R., Brönnimann, R., Finkel, L., Ehler, U., & Nater, U. M. (2013). The Effect of Music on the Human Stress Response. *PLoS ONE*, 8(8), e70156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0070156>
- Wunderlich, R., Lau, P., Stein, A., Engell, A., Wollbrink, A., Rudack, C., & Pantev, C. (2015). Impact of Spectral Notch Width on Neurophysiological Plasticity and Clinical Effectiveness of the Tailor-Made Notched Music Training. *PLOS ONE*, 10(9), e0138595.

REJOIGNEZ LE RÉSEAU ENTENDRE



UN RÉSEAU FORT NE PEUT SE CONSTRUIRE
QU'AVEC DES INDIVIDUS FORTS.

Les audioprothésistes



www.entendre.com

REJOINDRE LE RÉSEAU D'AUDIOPROTHÉSISTES INDÉPENDANTS ENTENDRE C'EST :

- Adhérer à la 1ère coopérative française d'audioprothésistes indépendants ;
- S'engager aux côtés d'un réseau fort de 300 centres répartis sur toute la France ;
- Défendre et valoriser le statut d'indépendant tout en bénéficiant de la puissance de l'enseigne ;
- Bénéficier d'aides financières* :
 - 100% des cotisations offertes aux nouveaux adhérents les deux premières années,
 - un forfait de 5000€,
 - 15€ par aide auditive achetée en Centrale, la 1ère année ;
- Préserver sa marge grâce à la force de la Centrale d'Achats Entendre ;
- Disposer d'un concept national unique, fort et identifiable ;
- Participer à de nombreuses formations adressées à toute l'équipe du centre ;
- Profiter de multiples opportunités pour les salariés, techniciens, assistant(e)s,...

CONTACTEZ-NOUS AU

2Bis, Rue Francisco Ferrer - 78210 SAINT-CYR-L'ÉCOLE - 01 30 07 17 87
recrutement@entendre.fr



Veille Technique

Les innovations des industriels



■ Cochlear

Le Nucleus® 7 de Cochlear est le premier processeur pour implant cochléaire à être à la fois Made for iPhone et compatible avec Android™



- Avec l'application Nucleus Smart^{1*}, les utilisateurs du processeur Nucleus® 7 peuvent désormais contrôler et suivre leur audition depuis n'importe quel smartphone compatible
- La nouvelle fonction ForwardFocus offre aux utilisateurs un contrôle de leur environnement d'écoute
- Cochlear donne l'accès à un plus grand nombre de patients implantés en rendant la technologie du Nucleus 7 compatible avec les implants des séries Nucleus 24²

Toulouse – 10 juillet 2018 : Cochlear Limited (ASX: COH), leader mondial des solutions auditives implantables, a annoncé fin juin le lancement de l'application Nucleus® Smart pour Android™. Elle permet aux utilisateurs français équipés d'un processeur Nucleus 7 de profiter d'une meilleure connectivité. Ils peuvent désormais contrôler leur audition à l'aide de l'application Nucleus Smart* depuis un périphérique Apple ou Android compatible. Ses fonctionnalités sont variées : suivi et ajustement des paramètres, affichage d'informations personnal-

sées sur l'audition, localisation d'un processeur égaré.

Fanny Hayes, Directrice Générale de Cochlear France a déclaré que depuis le lancement du processeur Nucleus 7 en 2017, premier processeur d'implant cochléaire Made for iPhone^{1**}, Cochlear a continué à développer sa technologie de pointe afin d'en proposer les bénéfices aux utilisateurs de smartphones Android.

D'après Fanny Hayes, « l'adoption de technologies numériques capables d'améliorer l'expérience et les performances auditives des utilisateurs de nos produits est la priorité actuelle de nos processus d'innovation. En tant que première entreprise du secteur à proposer l'application Nucleus Smart pour Android et pour Apple, nous offrons aux personnes atteintes d'une perte auditive sévère à profonde davantage d'options leur permettant de contrôler leur expérience auditive ».

Outre le lancement de l'application Nucleus Smart pour Android, Cochlear introduit une fonction unique appelée ForwardFocus. Cette option de contrôle activée par l'utilisateur l'aide à mieux entendre dans les environnements d'écoute complexes, tels qu'un restaurant bruyant. Une fois activée, la fonction ForwardFocus réduit le bruit ambiant à l'arrière, de manière à faciliter une conversation en face à face.³

Nous savons que les personnes atteintes d'une perte auditive peuvent s'isoler socialement lorsqu'elles entendent mal et se sentent incapables de participer. La fonction ForwardFocus les aide à retrouver confiance dans des situations jugées trop compliquées.

L'application Nucleus Smart, exclusivement compatible avec le processeur Nucleus 7, offre à ses

utilisateurs une large gamme de fonctionnalités alliant connectivité et performances : localisation d'un processeur égaré à l'aide de la fonction « Trouver mon processeur », suivi des progrès auditifs via la fonction « Suivi de l'audition » et réduction du bruit provenant de l'arrière avec la fonction « ForwardFocus ».

D'autre part, le processeur Nucleus 7 est désormais accessible aux personnes équipées d'implants cochléaires des séries Nucleus 24. Cela signifie que des milliers de personnes pourront enfin choisir d'utiliser Nucleus 7 et accéder à cette technologie de pointe.

Nucleus 7 est le processeur d'implant cochléaire en contour d'oreille le plus léger et le plus petit de la gamme.⁴ Cette année, le Nucleus 7 a été reconnu dans le monde entier par des organismes délivrant des prix de conception et de technologie. Les récompenses obtenues - un Red Dot for Product Design 2018 et un Good Design Award® dans la catégorie Conception de produit - témoignent de sa qualité de conception et de son aspect innovant.

Pour plus d'informations sur le processeur Nucleus 7, consultez www.cochlear.fr

À propos de Cochlear Limited (ASX : COH)

Cochlear est le leader mondial en matière de solutions auditives implantables. L'entreprise emploie plus de 3 500 personnes dans le monde et investit plus de 150 millions \$AUD par an dans la recherche et le développement. Sa gamme de produits réunit des systèmes auditifs pour implants cochléaires, des implants acous-



tiques et des implants en conduction osseuse, conçus pour traiter tous types de pertes auditives modérées à profondes. Plus de 450 000 personnes, de tous les âges et dans plus de 100 pays, peuvent entendre à nouveau grâce à Cochlear.

À propos du processeur Nucleus 7

Le Nucleus 7 est le premier processeur d'implant cochléaire à la fois Made for iPhone et compatible avec Android. Le processeur Nucleus 7 fonctionne en détectant des sons qui sont ensuite transformés en signaux électriques par le récepteur-stimulateur, puis envoyés au cerveau par l'électrode placée dans l'oreille interne (la cochlée).

De plus en plus d'éléments permettent de prouver que les implants cochléaires chez l'adulte sont efficaces pour un plus grand nombre de candidats qu'on ne le pensait au départ.⁵ Aujourd'hui, plus de 450 000 personnes dans le monde entendent grâce à la technologie Cochlear.⁶

La disponibilité du processeur Nucleus 7 peut varier d'un pays à l'autre.

A propos de la perte auditive

Plus de 466 millions de personnes à travers le monde vivent avec une perte auditive invalidante. En

2050, l'on estime que ce nombre atteindra 900 millions, soit une personne sur dix.⁷ Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, environ 72 millions de personnes sont aujourd'hui éligibles à une solution auditive telle que l'aide auditive ou encore l'implant cochléaire.⁸

Ce communiqué de presse est destiné exclusivement à la France.

Consultez votre médecin ou professionnel de santé pour connaître les traitements possibles en matière

de perte auditive. Il vous proposera des solutions adaptées à votre type de perte auditive. Tous les produits doivent être utilisés exclusivement conformément à la prescription d'un médecin ou d'un professionnel de la santé. Tous nos produits ne sont pas disponibles dans tous les pays. Veuillez contacter votre représentant Cochlear : www.cochlear.fr

Contact presse

Valérie GUARNOTTA - Directrice Marketing

Email : vguarnotta@cochlear.com

Tel : 05 31 47 88 07

Eugénie MARIUZZO

Chef Produit – Implant Cochléaire

Email : emariuzzo@cochlear.com

Tel : 05 31 47 87 95

Références

1. Apple Inc. 'Compatible hearing devices' [Internet]. Apple support. 30 March, 2018 [cited May 2018]. Available from: <https://support.apple.com/en-au/HT201466>
2. Cochlear Limited.D1224199-1, NEO-XS Extensions System Project Version 7.0 RC1 System End to End Verification Report, 1.D. 2017, May; data on file.
3. Cochlear Limited.D1376556.CLTD5709 Acceptance and Performance with the Nucleus 7 Cochlear Implant System with Adult Recipients. 2018 Jan; data on file.
4. Cochlear Limited. D1190805.CP1000 Processor Size Comparison.2017 Mar; data on file.
5. The Ear Foundation. Adult Cochlear Implantation: Evidence and experience / The Case for a Review of Provision. Available at: www.earfoundation.org.uk
6. Cochlear Limited 2017. Cochlear 2017 Annual Report. Available at: <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/int/about/investor/annual-reports>
7. World Health Organization. Deafness and Hearing Loss Factsheet [Internet]. Updated February 2018 [cited April 2018]. Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>
8. World Health Organization. 10 Facts on Deafness [Internet]. Updated April 2017 [cited June 2017]. Available from: <http://www.who.int/features/factfiles/deafness/fr/>

* L'application Nucleus Smart est compatible avec l'iPhone 5 (ou une version ultérieure) et les appareils iPod de 6e génération (ou une version ultérieure) utilisant iOS 10.0 ou une version ultérieure. Pour utiliser l'application Nucleus Smart avec Android, votre périphérique doit être équipé de la version Android 5.0 (Lollipop) ou ultérieure et prendre en charge la technologie Bluetooth version 4.0 et ultérieure. Pour obtenir la liste des périphériques compatibles, consultez : <http://www.nucleusmartapp.com/android>

** Le processeur Nucleus 7 est compatible avec iPhone X, iPhone 8 Plus, iPhone 8, iPhone 7 Plus, iPhone 7, iPhone 6s Plus, iPhone 6s, iPhone 6 Plus, iPhone 6, iPhone SE, iPhone 5s, iPhone 5c, iPhone 5, iPad Pro (12,9 po), iPad Pro (9,7 po), iPad Air 2, iPad Air, iPad mini 4, iPad mini 3, iPad mini 2, iPad mini, iPad (4e génération) et iPod touch (6e génération) avec iOS 10.0 ou une version ultérieure.

Le processeur Nucleus 7 est fabriqué par Cochlear Ltd – Australie. C'est un produit de santé DMIA, inscrit sur la LPP, sous le code 3497544. Il porte le marquage CE, organisme notifié CE 0123 – TÜV SÜD.

Mentions légales complètes, fiches techniques et notices d'informations disponibles sur simple demande.

Apple, le logo Apple, le logo Made for iPad, le logo Made for iPhone, le logo Made for iPod, iPhone, iPad Pro, iPad Air, iPad mini, iPad et iPod touch sont des marques d'Apple Inc., déposées aux États-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc., déposée aux États-Unis et dans d'autres pays.

Android est une marque de commerce de Google LLC. Le logo Android est reproduit ou modifié à partir d'un modèle créé et partagé par Google. Il est utilisé conformément aux conditions décrites dans la licence Creative Commons 3.0.

La marque et les logos Bluetooth® sont des marques déposées de Bluetooth SIG, Inc. et toute utilisation d'une telle marque par Cochlear Limited est sous licence.

Informations exactes au mois de mai 2018.

Le nom commercial des implants cochléaires fabriqués par Cochlear est implants cochléaires Cochlear™ Nucleus®.

Cochlear, Hear Now. And always, Nucleus, SmartSound, True Wireless et le logo en forme d'ellipse sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited.

© Cochlear Limited 2018. Tous droits réservés.



MED-EL

ADHEAR, résultats audiologiques probants 1 an après sa mise sur le marché



Arrivé sur le marché depuis 1 an, l'ADHEAR de MED-EL est une solution en conduction osseuse non-implantable indiquée dans les surdités de transmission ou les cophoses unilatérales (SSD) sans limite d'âge chez les enfants et les adultes.

L'ADHEAR est composé d'un audio processeur clipsé sur un adhésif, lui-même placé sur la mastoïde. Le son est capté par l'audio processeur puis est transféré sous la forme de vibrations mécaniques à l'adhésif puis à la peau, pour ensuite atteindre l'oreille interne par conduction osseuse à travers les os du crâne.



C'est une solution totalement innovante puisqu'elle est non-implantable et ne nécessite pas de pression sur la peau comme les solutions traditionnelles non implantables (par ex. les aides auditives à ancrage osseux sur bandeau).

L'ADHEAR apporte une alternative idéale pour des personnes ne pouvant pas ou ne voulant pas subir une chirurgie pour un implant à ancrage osseux.

L'audio processeur possède un microphone directionnel adaptatif et un traitement du signal de dernière génération avec anti-larsen et réduction du bruit. Il propose quatre programmes d'écoute préconfigurés et le logiciel de réglage permet de personnaliser jusqu'à six programmes. L'utilisateur peut passer d'un programme à un autre aisément avec le bouton poussoir ou ajuster le volume avec la molette. Il peut bénéficier d'une autonomie allant jusqu'à deux semaines. Un câble adaptateur spécifique et l'entrée

audio permettent de connecter des appareils audio tels que le téléphone, lecteur MP3, boucle magnétique, récepteur FM, etc.

L'adhésif quant à lui est disponible en deux coloris et est conseillé pour une utilisation de 3 à 7 jours. Il permet un placement rapide, fixe et optimal de l'audio processeur pour de meilleurs résultats.

Résultats pour les surdités de transmission

[Dahm et al. 2018] ont étudié l'ADHEAR après un port de deux semaines sur un groupe de 12 patients âgés de 14 à 74 ans ayant une perte auditive de transmission depuis au moins trois mois. Il est à noter que sept patients n'avaient jamais utilisé d'aide auditive auparavant, quatre utilisaient une aide auditive conventionnelle (voie aérienne) et n'en étaient pas satisfaits et un utilisait une aide auditive à ancrage osseux sur bandeau.

[Dahm et al. 2018] ont comparé l'ADHEAR avec une aide auditive à ancrage osseux sur bandeau (BAHS, Bone Anchored Hearing System).

Les résultats ont montré un gain fonctionnel moyen similaire à celui de la BAHS sur bandeau de 14,3 dB. De plus, par rapport à l'oreille non appareillée, l'ADHEAR apporte un gain de 30% de reconnaissance de mots dans le silence à 65 et 70 dB SPL, et un gain de seuil de réception de parole (SRT50) dans le

bruit. [Dahm et al. 2018] ont aussi évalué la qualité sonore et la qualité de vie avant et après usage de l'ADHEAR en utilisant respectivement les questionnaires SSQ12 [Noble et al. 2013] et AQoL-8D [Richardson et al. 2014]. Les résultats montrent un gain significatif sur la qualité sonore (score moyen sur 10 passant de 4,4 à 6,1) et sur la qualité de vie (score sur 1 passant de 0,75 à 0,88).

Un questionnaire d'usage confirme une moyenne de 5,9 jours pour la tenue de l'adhésif.

Enfin, il est à noter que 11 des 12 patients ont été si satisfaits des résultats auditifs de l'ADHEAR qu'ils n'ont pas souhaité arrêter son utilisation à la fin de l'étude. (Figure 1)

[Gawliczek et al. (2018)] ont réalisé une simulation de perte auditive de transmission bilatérale sur 15 patients adultes normo-entendants (en bouchant les deux oreilles). Ils ont comparé les performances dans le silence et dans le bruit de l'ADHEAR avec une aide auditive à ancrage osseux sur bandeau (BAHS sur bandeau).

Ils ont réalisé des tests en situation d'appareillage unilatéral et bilatéral.

En appareillage unilatéral, le gain fonctionnel moyen s'est révélé être de 24,6 dB pour l'ADHEAR et de 24,8 dB pour la BAHS sur bandeau ; et respectivement de 22,1 dB et 23,8 dB en appareillage bilatéral.

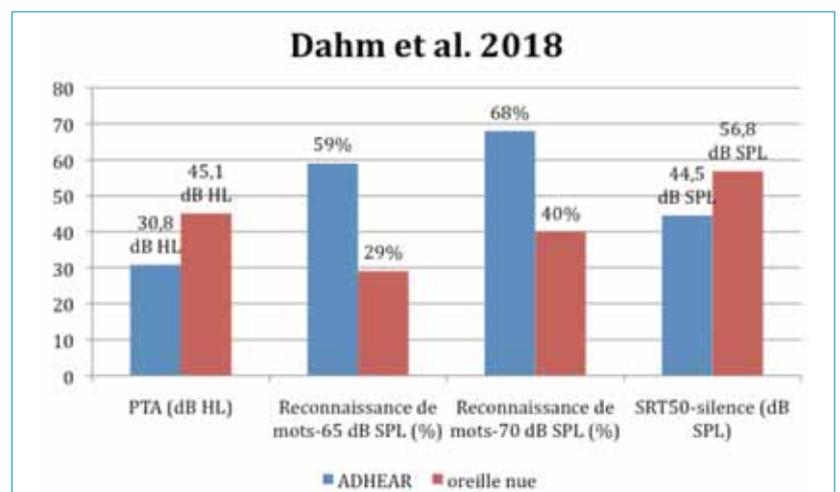


Figure 1



De plus, en appareillage unilatéral ou bilatéral les gains apportés par l'ADHEAR ou le bandeau BAHS étaient similaires avec respectivement plus de 68% et 49% d'amélioration de l'intelligibilité dans le silence à 50 dB SPL et 65 dB SPL et plus de 20 dB d'amélioration du seuil de réception de la parole (SRT50). Par ailleurs, dans toutes les situations de tests dans le bruit, les différences entre l'ADHEAR et le bandeau BAHS n'ont pas été statistiquement significatives. Enfin, dans les tests de localisation, l'ADHEAR s'est révélé légèrement plus performant en appareillage bilatéral.

Résultats pour les cophoses unilatérales

[Mertens et al. 2018] ont réalisé une étude randomisée en crossover de deux semaines sur 17 adultes ayant une cophose unilatérale (SSD). Deux programmes préconfigurés de l'ADHEAR ont été utilisés et l'ADHEAR a été comparé à un système CROS conventionnel. Un questionnaire d'usage montre que l'adhésif tient ses promesses puisque 14 (72%) des utilisateurs n'ont dû le remplacer qu'une à deux fois par semaine. De plus, seul 1 patient a fait tomber l'audio processeur plusieurs fois, principalement lors de la manipulation d'un vêtement et seuls 4 patients ont ressenti une petite irritation de la peau. Finalement, 12 patients SSD sur 17 déclarent l'ADHEAR utile.

Les résultats de tests de localisation montrent que le CROS est significativement moins bon que l'oreille nue alors que l'ADHEAR apporte un gain de localisation significatif (en programme omnidirectionnel).

Enfin des tests dans le bruit montrent que contrairement au CROS, l'ADHEAR ne détériore pas la perception par rapport à l'oreille nue quand le bruit arrive sur l'oreille atteinte (SSD) et le signal de parole de face.

Enfin la qualité sonore a été mesurée avec le questionnaire SSQ12 [Noble et al. 2013] et montre des différences non significatives entre oreille nue, CROS et ADHEAR avec des moyennes respectives de 4,66, 5,55 et 5,67 mais avec des résultats très variables entre les patients.

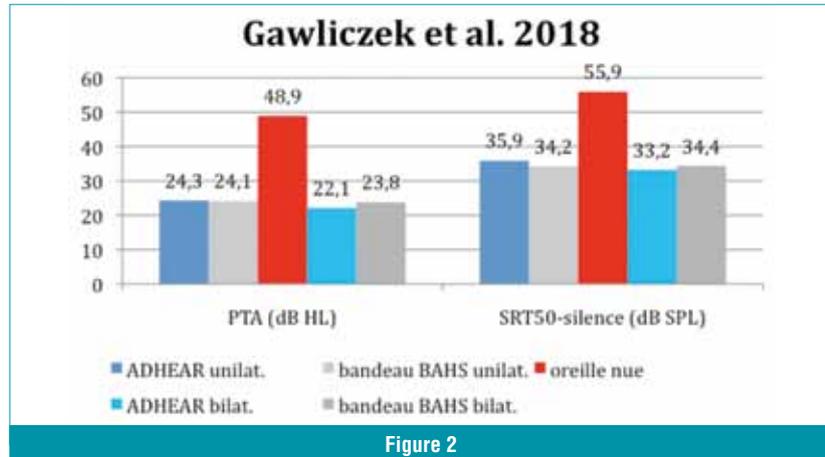


Figure 2

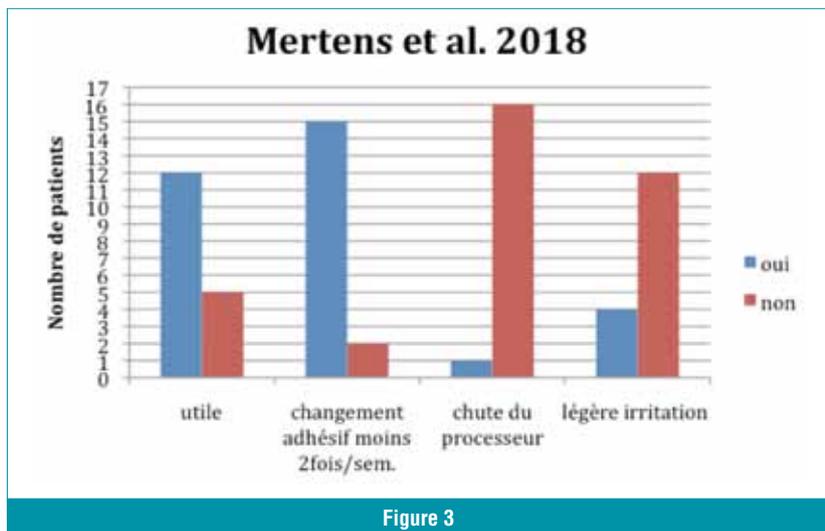


Figure 3

Devant la grande variabilité des résultats pour les patients SSD et le fait que 12 patients sur 17 trouvent l'ADHEAR utile, [Mertens et al. 2018] concluent que pour les patients SSD il est nécessaire de faire essayer le système pour en évaluer les bénéfices. (Figure 3)

Un an après sa commercialisation, l'ADHEAR a su faire ses preuves en montrant des performances audiologiques similaires aux solutions à conduction osseuse traditionnelles tout en offrant une alternative aux problèmes habituels de la pression et de l'entretien cutané et de l'esthétique. L'ADHEAR est confortable, non-implantable, et simple. Sa compacité et ses lignes modernes et harmonieuses en font une solution esthétique et discrète permettant à l'utilisateur de le porter même en société (à l'école, au travail...). L'ADHEAR fournit un son naturel et de qualité similaire à celui délivré par des aides auditives en conduction osseuse et est une solution idéale pour tous, sans limite d'âge.

Références

[Dahm et al. 2018] : V. Dahm, WD Baumgartner, R Liepins, C Arnoldner, D Riss. First Results With a New, Pressure-free, Adhesive Bone Conduction Hearing Aid. *Otology & Neurotology* 39:748-754, 2018

[Gawliczek et al. 2018] : T Gawliczek, F Munzinger, L Anschuetz, M Caversaccio, M Kompis, W Wimmer. Unilateral and Bilateral Audiological Benefit With an Adhesively Attached, Noninvasive Bone Conduction Hearing System. *Otology & Neurotology*, 2018.

[Mertens et al. 2018] : G Mertens, A Gilles, R Bouzegta, P Van de Heyning. A Prospective Randomized Crossover Study in Single Sided Deafness on the New Non-Invasive Adhesive Bone Conduction Hearing System. *Otology & Neurotology*, 2018.

[Richardson et al. 2014] : J Richardson, A Iezzi, MA Khan, et al. Validity and reliability of the Assessment of Quality of Life (AQoL)-8D multi-attribute utility instrument. *Patient* 2014;7:85-96.

[Noble et al. 2013] : Noble W, Jensen NS, Naylor G, et al. A short form of the Speech, Spatial and Qualities of Hearing scale suitable for clinical use: The SSQ12. *Int J Audiol* 2013;52:409-11.



ReSound GN

■ Preuves techniques d'un son plus clair, plus harmonieux et plus confortable avec ReSound LiNX Quattro

Jennifer Groth, MA

Résumé

La qualité sonore est un facteur clé de la satisfaction des patients vis-à-vis des aides auditives. Avec une nouvelle plate-forme enrichie de manière spectaculaire, ReSound LiNX Quattro ajoute à sa stratégie unique de traitement du son des capacités inégalées en matière de dynamique d'entrée et de bande passante pour un son plus clair, plus harmonieux et plus confortable. Cet article explique comment cette nouvelle plate-forme améliore techniquement les performances de ReSound LiNX Quattro.

Les avantages de l'amplification sont traditionnellement définis en termes de meilleure perception de la parole et de l'environnement sonore. Cependant, la qualité sonore est un facteur clé de la satisfaction globale des patients vis-à-vis des aides auditives et figure en bonne place sur leurs listes de souhaits et celles des audioprothésistes. Environ 40% des personnes ayant une perte auditive

modérée à sévère seraient motivées à acheter de nouvelles aides auditives en raison d'une meilleure qualité sonore¹. Et selon l'étude de marché de ReSound, 452 professionnels de la santé indépendants aux États-Unis, en France et en Allemagne ont indiqué que la qualité sonore était le principal attribut à prendre en compte dans la recommandation d'appareils auditifs aux utilisateurs. Ainsi, il est important de se concentrer sur la qualité sonore dans le développement de l'aide auditive. C'est une question compliquée, car il n'y a pas de consensus sur ce que signifie vraiment la qualité sonore ou comment l'évaluer. Quoi qu'il en soit, il est certain que la qualité sonore est une expérience subjective perçue individuellement et qu'elle est considérée comme très importante.

Chez ReSound, notre développement est guidé par l'émulation de modèles et stratégies qui se rapprochent le plus possible du fonctionnement naturel de l'oreille. En termes techniques, une reproduction sonore naturelle serait équivalente à une restitution acoustique "transparente" du son. Cela signifie que le son pourrait être évalué objectivement en comparant sa fidélité par rapport au son original. Cependant, les aides auditives changent délibérément le son par rapport à l'original pour compenser la perte d'audition. Ainsi, la fidélité seule

ne peut être le seul critère de qualité sonore. Des décisions sont nécessaires pour déterminer le degré optimal de transparence. Cet équilibre dépend à la fois de l'environnement d'écoute et de l'individu. Le naturel peut également se référer au comportement, et cela est également considéré avec soin dans nos conceptions d'aides auditives. Par exemple, lors d'une conversation à plusieurs, il est naturel de pouvoir la suivre et de changer d'attention focalisée à tout moment. Notre objectif est que les aides auditives permettent au son d'être perçu comme naturel, mais aussi que le porteur puisse se comporter de manière naturelle dans son environnement d'écoute quotidien.

Le ReSound LiNX Quattro élève la qualité sonore à un nouveau niveau. Le coeur du processeur est une refonte complète des générations de processeurs précédentes et se démarque par le haut des autres leaders de l'industrie. Il a été considérablement enrichi pour maximiser l'efficacité du traitement et la qualité audio. Pour tirer pleinement profit des capacités de traitement avancées, tous les algorithmes de traitement du son ont été réécrits en termes d'efficacité, de qualité et de bénéfice maximal. Les sons sont plus clairs, plus harmonieux et plus confortables que jamais. Cet article se concentre sur la façon dont les avancées

Caractéristiques	Définitions	Avantages pour le ReSound LiNX Quattro
Conversion Analogique/ Numérique A/N (bits)	Définit la plage de sons qui peut être numérisée sans distorsion	Utilise pleinement les capacités des microphones et permet la dynamique d'entrée la plus élevée du marché à 116 dB SPL
Résolution (bits)	Fait référence à la longueur numérique des "mots" décrivant le signal; une meilleure résolution fournit une reproduction plus précise du son	La meilleure résolution audio de sa catégorie au même niveau que les applications pro-audio, soutenant la meilleure qualité sonore
Vitesse du processeur (MHz)	Coordonne les opérations arithmétiques et les transferts de données	Le double de la vitesse de la technologie ReSound précédente offre une efficacité maximale pour le traitement du son de l'aide auditive
Fréquence d'échantillonnage configurable	Combien de fois le signal entrant est échantillonné par unité de temps	Permet une bande passante à haute fréquence étendue avec une représentation propre des hautes fréquences
Traitement double coeur avec une nouvelle radio	Les processeurs dédiés traitent les fonctionnalités sans fil et le traitement du son séparément	La nouvelle radio donne jusqu'à 5 dB de sensibilité en plus pour une meilleure performance inter-aurale
Consommation	20% de consommation en moins par rapport à la précédente plate-forme ReSound	Permet deux jours complets d'utilisation par charge

Tableau 1 : Les caractéristiques de la plate-forme ReSound LiNX Quattro



techniques permettent la perception d'une excellente qualité sonore avec le ReSound LiNX Quattro. L'évaluation perceptuelle de la qualité sonore de ReSound LiNX Quattro est traitée dans un document à paraître ultérieurement².

Une nouvelle plate-forme

Aucune caractéristique d'aide auditive ne peut garantir seule d'une qualité sonore satisfaisante. Les conceptions mécaniques et électroacoustiques sont des composantes essentielles de la performance et du son délivré *in fine*.

Pour les aides auditives numériques actuelles, la fréquence d'échantillonnage, la conversion A/N (analogique/numérique) et la vitesse de traitement sont des facteurs supplémentaires qui peuvent affecter l'acoustique du son de l'appareil auditif, directement ou par le biais du traitement du son qu'il permet. Les caractéristiques et les avantages de la plate-forme ReSound LiNX Quattro sont résumés dans le tableau 1. En plus de ces améliorations, le fait de doubler les capacités de mémoire de la puce a permis d'ajouter des fonctionnalités au ReSound LiNX Quattro.

Les aides auditives numériques existent depuis plus de deux décennies. Initialement, l'étiquette «numérique» était utilisée comme terme promotionnel pour commercialiser des aides auditives dotées d'un traitement numérique du son, ce qui signifiait que la qualité sonore serait grandement améliorée. Ironiquement, la technologie numérique de ces premiers appareils imposait des limites qui, à certains égards, les rendaient inférieures à de nombreuses aides auditives analogiques programmables de l'époque. Un exemple d'une telle limitation était le niveau sonore maximal qui pouvait être numérisé sans distorsion.

Typiquement, les sons dont les niveaux sont proches de 100 dB SPL ou plus sont écrêtés après l'entrée dans les microphones car cela ajoutait beaucoup de distorsion au signal traité par l'amplificateur et entraînait une dégradation considérable de la qualité du son. À mesure que la technologie numérique dans les aides auditives a progressé, ces problèmes ont été atténués, mais pas complètement résolus.

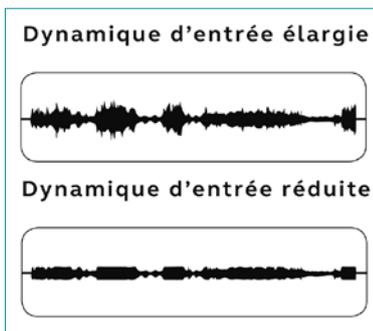


Figure 1. L'enveloppe de musique de violon classique jouée à travers une aide auditive avec une dynamique d'entrée élevée (figure du haut) et une dynamique d'entrée réduite (figure du bas). L'écrêtage du signal dans la figure du bas entraîne une forte distorsion ajoutée qui ne peut pas être éliminée par un autre traitement de l'aide auditive.

La limitation de la dynamique d'entrée est résolue dans ReSound LiNX Quattro. Pour la première fois, la dynamique mise à disposition par les microphones de type MEMS (Microsystème Electromécanique) peut être utilisée, ce qui se traduit par un signal propre transmis à l'amplificateur. Les microphones MEMS peuvent reproduire des niveaux sonores très élevés et sont de petite taille, très homogènes en termes de performances et résistants aux conditions environnementales. Ces propriétés les rendent idéales pour une utilisation dans les aides auditives avec un traitement directionnel avancé. Une performance constante et stable du microphone est essentielle pour continuer à bénéficier de la stratégie unique de directivité binaurale III³ sur la durée de vie des aides auditives.

Un type de son pour lequel la dynamique d'entrée des aides auditives a un impact énorme sur la qualité sonore est la musique. Bien que l'objectif principal de la conception et de l'utilisation de l'aide auditive soit d'entendre et de communiquer avec les autres, la capacité de l'aide auditive à reproduire fidèlement la musique est le test ultime de sa qualité sonore. Bien qu'il existe d'autres différences acoustiques entre la parole et la musique, ce qui est important par rapport au niveau d'entrée des aides auditives est que la musique a un facteur de crête* plus élevé que la parole et qu'elle est souvent plus intense⁴. A cela s'ajoute la tendance des niveaux de volume pour la musique à être plus faible que pour la parole; c'est-à-dire, un niveau qui est jugé "fort" pour la parole sera jugé moins fort pour la musique⁵. L'implication est que

les gens écoutent généralement de la musique à des niveaux plus élevés, avec un risque accru de dépasser la dynamique d'entrée des aides auditives. La figure 1 illustre comment un système avec une dynamique d'entrée réduite peut écrêter les pics d'un signal. Dans cet exemple, la musique d'un violon a été utilisée. Il est évident visuellement que les composants du signal au-dessus d'un certain niveau sont écrêtés. Acoustiquement, la musique enregistrée à travers un système avec dynamique d'entrée n'écrête pas.

Bande passante élargie

L'un des déterminants de la qualité sonore dans tout système de reproduction sonore est la réponse en fréquence. La réponse en fréquence englobe la gamme de fréquences qui sont reproduites ainsi que la façon dont elles le sont : douces ou élevées. En termes de douceur, un objectif de la conception électroacoustique des aides auditives est d'obtenir une réponse en fréquence qui résulte en un gain d'insertion plat dans toute la gamme des fréquences amplifiées. La gamme elle-même fait également partie de ce design. Tandis que la sélection des composants, la conception de la mécanique et l'étalonnage du système déterminent la bande passante utilisable finale et la forme de sa réponse, c'est la plateforme numérique qui fixe la limite théorique de l'étendue de la gamme. Parce que la fréquence d'échantillonnage du son peut être augmentée de plus de 50% avec la nouvelle plate-forme, il est possible d'étendre la bande passante de ReSound LiNX Quattro par rapport aux aides auditives ReSound précédentes. Avec la configuration de fréquence d'échantillonnage sélectionnée, une bande passante allant jusqu'à 9,5 kHz est rendue possible.

Les appareils auditifs ont traditionnellement été limités dans leur capacité à reproduire les hautes fréquences. Cependant, des preuves suggérant que les fréquences au-dessus de cette limite de bande passante traditionnelle sont plus importantes pour la perception de la parole et la qualité sonore ont été établies. Par conséquent, il est considéré souhaitable que les aides auditives puissent être amplifiées à des fréquences plus élevées. Les contributions des hautes fréquences au-delà de la bande passante typique jusqu'à 7 kHz comprennent la parole, la voix et la qualité



globale^{6,7}, la localisation des sources⁸, l'intelligibilité de la parole⁹, l'identification de locuteur¹⁰ et l'apprentissage des mots chez les enfants¹¹. Outre l'augmentation de l'audibilité des sons de fréquence plus élevée qui est possible avec une bande passante étendue dans les hautes fréquences, tous les autres algorithmes sont également affectés par la disponibilité d'informations supplémentaires dans les hautes fréquences. Certains, tels que Spatial Sense, Sound Shaper, et le streaming sont d'un intérêt particulier.

Impact sur "spatial sense"

Spatial Sense préserve les repères de localisation qui résultent d'un son externalisé. Lorsque le son n'est pas "extériorisé", cela ressemble à porter des écouteurs où le son est perçu comme étant à l'intérieur de la tête. Le son externalisé signifie que l'environnement sonore est perçu d'une manière naturelle plutôt que dans la tête de l'auditeur. Le "Spatial Sense" joue un rôle important dans la directivité "Binaural directionality" III. Dans les situations d'écoute qui sont calmes ou qui consistent uniquement en un discours clair, Binaural Directionality III activera Spatial Sense bilatéralement pour assurer la meilleure qualité sonore.

Spatial Sense rend compte des trois problèmes liés aux aides auditives qui peuvent interférer avec les signaux spatiaux qui sont particulièrement saillants dans les hautes fréquences :

1. Le placement des microphones au-dessus du pavillon sur un contour (BTE) et un écouteur déporté (RIE) enlève des indices spectraux^{12,13}.
2. Le placement des microphones au-dessus du pavillon sur un contour (BTE) et un écouteur déporté (RIE) modifie le niveau de différence interaural (ILD)¹⁴.
3. Le fonctionnement indépendant du WDRC dans deux aides auditives bilatérales peut déformer l'ILD¹⁵.

Spatial Sense¹⁶ est modélisé d'après l'oreille naturelle. Ce modèle comprend un algorithme de restauration de l'effet pavillonnaire qui préserve les signaux spectraux monauraux importants pour la localisation de l'avant vers l'arrière et celle verticale. L'augmentation de la bande passante au-dessus de 6 kHz contribue positivement à la capacité de localisation¹⁷. Comme on peut le voir sur la figure 2, la bande passante élargie du

ReSound LiNX Quattro par rapport aux aides auditives ReSound précédentes donne accès à un modèle plus complet d'indices spectraux qui imitent ceux du pavillon naturel.

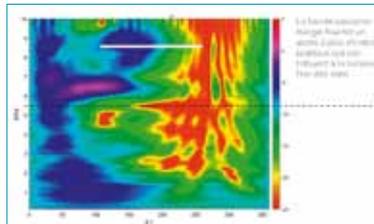


Figure 2. Dans ce tableau, la couleur représente l'intensité du son en fonction de l'angle d'incidence (axe des abscisses x) et de la fréquence (axe des ordonnées y). Le motif des indices spectraux fournis par le pavillon est plus étendu avec ReSound LiNX Quattro. La ligne pointillée montre la fréquence de bande passante supérieure pour les aides auditives ReSound précédentes. Les indices au-dessus de cette limite seraient impossibles à obtenir avec une technologie antérieure. La largeur de bande passante supplémentaire contribue également à une amélioration de 1 dB dans l'estimation de l'ILD par rapport à la technologie précédente.

L'algorithme de restauration de l'effet pavillonnaire constitue également la base critique de l'autre composant de Spatial Sense, qui est la compression binaurale. Cette partie de Spatial Sense aide à localiser les sons qui se produisent à gauche ou à droite. Ce type de localisation est basé en partie sur la comparaison des différences de niveau entre les oreilles (ILD), et est également un indice de haute fréquence. Lorsque les signaux ILD sont compatibles avec les signaux de phase interauraux, l'externalisation du son se produit perceptivement. La restauration de l'effet pavillonnaire est utilisée pour estimer l'ILD. Ensuite, l'échange d'informations sans fil émule le croisement des signaux entre les oreilles, et la correction de l'ILD basée sur l'oreille avec le signal le moins intense imite les effets inhibiteurs des efférences auditives. Du fait de la préservation des indices de localisation étendus à une bande passante encore plus large que précédemment, couplé en plus avec une autre optimisation de l'algorithme, l'erreur de ILD moyenne est réduite de 4,5 dB sans "Spatial Sense" et à 0,7 dB avec.

Il s'agit d'une amélioration supplémentaire d'environ 1 dB par rapport à Spatial Sense dans ReSound LiNX 3D.

Impact sur sound shaper

Sound Shaper utilise la compression fréquentielle pour améliorer l'audibilité des sons aigus - en particulier les sons de la parole - dans les cas où l'amplification traditionnelle est limitée¹⁸. De telles limitations peuvent se produire parce que la nature de la lésion cochléaire empêche l'individu d'être capable d'interpréter les informations à haute fréquence. Ceci est considéré comme un problème avec les «zones inertes» de la cochlée¹⁹. Les limitations techniques associées à l'aide auditive ou à l'adaptation peuvent également empêcher une amplification suffisante pour rendre audibles des sons de parole doux et de haute fréquence. Sound Shaper est une option qui convient à certains utilisateurs en termes d'audibilité accrue des sons aigus et / ou de qualité sonore. En plus des trois réglages disponibles dans les aides auditives ReSound antérieures, un réglage «Très Légère» avec une fréquence de coupure à 5 kHz et une bande passante de sortie allant jusqu'à 8,5 kHz élargit le nombre d'utilisateurs susceptibles de bénéficier de cette technologie.

Bénéfices sur le streaming

Les avantages de la qualité sonore associés aux capacités de bande passante étendues de ReSound LiNX Quattro s'appliquent également au streaming audio. Les accessoires sans fil ReSound ont toujours eu une large bande passante de streaming, jusqu'à 10 kHz, et avec ReSound LiNX Quattro, l'aide auditive peut reproduire entièrement la bande passante du signal diffusé.

Dans le cadre de l'écosystème ReSound, ReSound LiNX Quattro est compatible avec les accessoires sans fil existants.

Ainsi, par exemple, un utilisateur actuel de ReSound LiNX qui possède un TV Streamer 2 et qui renouvelle pour des ReSound LiNX Quattro peut toujours utiliser son streamer avec ses nouvelles aides auditives. Et en même temps, le son auquel l'utilisateur s'est habitué sera encore amélioré par les capacités de bande passante de la nouvelle plate-forme. Comme ses prédécesseurs, ReSound LiNX Quattro est également un appareil auditif MFi, ce qui signifie qu'il est certifié pour fonctionner avec des équipements Apple tels que l'iPhone, et peut diffuser du son directement à partir de ces appareils. En tant que premier fabricant d'aides auditives à mettre en œuvre cette fonctionnalité,



Resound bénéficie d'un accès unique à une bande passante de streaming plus élevée à partir de ces appareils, par rapport aux aides auditives MFi qui ont été introduites depuis. La figure 3 montre les réponses de quatre aides auditives MFi qui ont été programmées de manière aussi similaire que possible avec un gain linéaire plat, et présentées avec du bruit blanc provenant d'un iPhone. Malgré le fait que les autres aides auditives MFi sont capables de reproduire des fréquences plus élevées, les mesures démontrent que la bande passante du signal est limitée. Seul le ReSound LiNX Quattro (courbe épaisse) affiche une bande passante correspondant aux capacités de l'aide auditive.

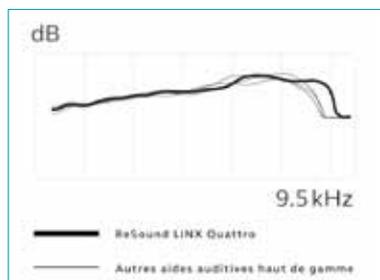


Figure 3. La bande passante en streaming à partir d'un équipement Apple est limitée pour les autres aides auditives MFi. ReSound LiNX Quattro (courbe épaisse) a accès à une bande passante plus large, contribuant à la qualité sonore.

Qualité sonore pour les nouveaux utilisateurs

Les nouveaux utilisateurs, en particulier ceux qui attendent d'entrer dans une démarche d'appareillage jusqu'à ce que leur perte auditive ait progressé à des niveaux modérés, ont montré qu'ils préféreraient un gain moindre que les utilisateurs d'aides auditives expérimentés. De plus, un nouvel utilisateur peut prendre deux ans ou plus pour s'adapter aux niveaux d'amplification prescrits²⁰. Pour cette raison, ReSound fournit des outils d'ajustement pour aider les novices à s'adapter aux aides auditives. L'audioprothésiste peut soit appliquer un profil d'utilisateur qui réduira le gain à haute fréquence et augmenter légèrement les taux de compression, ou simplement appliquer un pourcentage des gains par rapport au ciblage initial prescrit. Les gains peuvent progressivement augmenter automatiquement aux niveaux prescrits sur une période d'utilisation en activant "l'Acceptance Manager". Ou les gains peuvent être augmentés

manuellement lors des rendez-vous de suivi ou via ReSound Assist à mesure que l'utilisateur s'habitue au son.

Mis à part les gains prescrits, les primo-appareillés peuvent être particulièrement sensibles aux aspects dynamiques de l'amplification. Le système de compression ReSound WARP utilise par défaut les constantes de temps syllabiques pour augmenter l'audibilité de la parole faible. Bien que certains sons de la parole - tels que "t" ou "k" soient de nature transitoire, le changement instantané d'énergie associé à la production de ces sons est limité et le système de compression WARP peut les amplifier de manière appropriée.

D'autres types de sons transitoires ont une augmentation et une chute du niveau sonore plus rapides que les sons de la parole, et peuvent être gênants pour les utilisateurs lorsqu'ils sont entendus à travers les aides auditives. Ce ne sont pas les sons de type "claquement de porte" très fort qui pourraient déclencher une limitation de sortie. Et, comme mentionné, ce ne sont pas non plus des signaux transitoires de parole faible qui sont essentiels à la compréhension. Au lieu de cela, les sons qui sont relativement forts et significativement au-dessus des niveaux de fond, comme des plats qu'on empile ou les cliquetis de clefs, peuvent être gênants. Cela est dû aux constantes de temps de compression qui peuvent ne pas suivre ce type de son, ce qui entraîne une très brève période de suramplification lorsque de tels sons se produisent. Bien que ce dépassement dans l'amplification ne dépasse pas les niveaux inconfortables, il peut contribuer à un rendu de la qualité sonore métallique ou perçante qui est une plainte commune de ceux qui découvrent les aides auditives.

ReSound LiNX Quattro introduit le réducteur de bruit impulsionnel pour éviter ce problème en conservant les gains aux niveaux prescrits pour les brefs sons transitoires qui pourraient être gênants pour les utilisateurs. Le réducteur de bruit impulsionnel reconnaît les sons transitoires qui ont des temps de montée et des niveaux d'énergie trop rapides pour être prononcés et il est judicieusement appliqué dans de tels cas. La figure 4 montre l'effet acoustique du réducteur de bruit impulsionnel. Les enregistrements ont été réalisés avec un ReSound LiNX Quattro programmé pour une perte d'audition modérément sévère. Le schéma du haut montre une partie de l'enveloppe sonore, pour le son amplifié d'assiettes qu'on empile sans réducteur

de bruit impulsionnel activé. Le schéma du bas montre le même son traité avec réducteur de bruit impulsionnel activé. Alors que la réduction des pics brusques et brefs est facile à observer sur l'enveloppe sonore, l'effet perceptuel est subtil. Cette fonction est particulièrement utile pour les primo-appareillés, car ils sont souvent adaptés de taux de compression plus élevés qui assurent un confort d'écoute à des niveaux sonores plus élevés, mais qui peuvent exacerber le gain de ces sons impulsionnels.

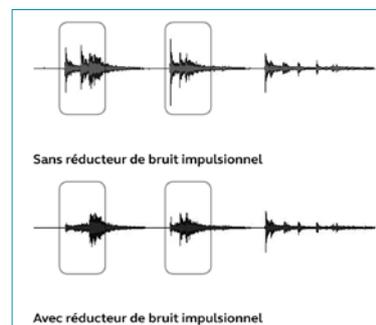


Figure 4. Le réducteur de bruit impulsionnel fonctionne en parallèle avec le système de compression WARP pour garantir que les sons transitoires ne sont pas suramplifiés. Les sons de parole transitoires sont conservés. Dans cet exemple, le son d'assiettes empilées a été enregistré à l'aide d'une aide auditive ReSound LiNX Quattro avec et sans réducteur de bruit impulsionnel actif.

Resound assist pour un meilleur suivi

En tant que leader de l'innovation, ReSound a été le premier à introduire un outil qui utilise une technologie basée sur le cloud qui permet à l'audioprothésiste de fournir des soins plus complets et de renforcer la relation avec l'utilisateur de l'aide auditive.

ReSound Assist²¹ est un outil de suivi qui permet aux utilisateurs de faire des demandes ou de poser des questions à leur professionnel de santé via l'application ReSound Smart 3D sur leurs smartphones. Ces audioprothésistes reçoivent ces demandes via le logiciel ReSound Smart Fit et peuvent répondre par des messages et / ou des ajustements précis que l'utilisateur peut télécharger sur ses appareils auditifs depuis son smartphone. Les audioprothésistes reçoivent des demandes ainsi que des informations sur les paramètres actuels de l'aide auditive, qui peuvent



être particulièrement utiles lorsque l'utilisateur envoie une demande à partir d'un environnement d'écoute auquel il est confronté. De plus, les audioprothésistes peuvent suivre le datalogging (journal sonore) des aides auditives de leurs patients, ce qui leur permet d'effectuer un suivi proactif afin d'encourager les utilisateurs qui pourraient avoir des difficultés et qui pourraient hésiter à les signaler.

Résumé

Bien que la qualité sonore soit difficile à mesurer, elle est fortement souhaitée par les utilisateurs d'aides auditives et est considérée comme un attribut crucial par les audioprothésistes.

La philosophie de ReSound pour la conception de ses aides auditives est de fournir une transparence acoustique équilibrée tout en compensant la perte auditive de sorte que l'expérience d'écoute soit à la fois naturelle et claire. Avec une toute nouvelle plate-forme, Resound LiNX Quattro domine l'industrie avec la dynamique d'entrée la plus élevée et une bande passante étendue. Ces nouvelles capacités ont des effets positifs complets et mesurables sur la qualité du signal sonore en acoustique et en streaming. Par conséquent, les utilisateurs peuvent profiter d'un son plus clair, plus harmonieux et plus confortable que jamais.

Références

- Kochkin S. MarkeTrak VIII: The key influencing factors in hearing aid purchase intent. *Hearing Review*. 2012 Mar;19(3):12-25.
- Jespersen C, Kirkwood B, Groth J. Evidence for fuller, clearer and richer sound with ReSound LiNX Quattro. ReSound white paper. 2018.
- Groth J. Binaural Directionality III: Directionality that supports natural auditory processing. ReSound white paper. 2016.
- Chasin M, Russo FA. Hearing aids and music. *Trends in Amplification*. 2004;8(2):35-47.
- Chasin M. What is "soft," "medium," and "loud" for speech and music: *Hearing Review*. 2014; February: <http://www.hearingreview.com/2014/02/backbasics-soft-medium-loud-speech-music/>.
- Moore BC, Tan CT. Perceived naturalness of spectrally distorted speech and music. *J Acoust Soc Am*. 2003 Jul;114(1):408-19.
- Monson BB, Lotto AJ, Ternström S. Detection of high-frequency energy changes in sustained vowels produced by singers. *J Acoust Soc Am*. 2011 Apr;129(4):2263-8.
- Best V, Carlile S, Jin C, van Schaik A. The role of high frequencies in speech localization. *J Acoust Soc Am*. 2005 Jul;118(1):353-63.
- Moore BC, Füllgrabe C, Stone MA. Effect of spatial separation, extended bandwidth, and compression speed on intelligibility in a competing-speech task. *J Acoust Soc Am*. 2010 Jul;128(1):360-71.
- Hayakawa S, Itakura F. The influence of noise on the speaker recognition performance using the higher frequency band. In *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1995. ICASSP-95., 1995 International Conference on 1995 May 9 (Vol. 1, pp. 321-324)*. IEEE.
- Stelmachowicz PG, Lewis DE, Choi S, Hoover B. The effect of stimulus bandwidth on auditory skills in normal-hearing and hearing-impaired children. *Ear Hear*. 2007 Aug;28(4):483.
- Orton JF, Preves D. Localization as a function of hearing aid microphone placement. *Hearing Instruments*. 1979; 30(1); 18-21.
- Westerman S, Topholm J. Comparing BTEs and ITEs for 36(2); 20-24.
- Udesen J, Piechowiak T, Gran F, Dittberner A. Degradation of spatial sound by the hearing aid. *Proceedings of ISAAR 2013: Auditory Plasticity – Listening with the Brain*. 4th symposium on audiology and Audiological Research. August 2013, Nyborg, Denmark. Dau T, Santurette S, Dalsgaard JC, Tanejaerg L, Andersen T, Poulsen T eds.
- Kollmeier B, Peissig J, Hovmann V. Real-time multiband dynamic range compression and noise reduction for binaural hearing aids. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1993; 30(1): 82-94.
- Groth J. Binaural Directionality II with Spatial Sense. ReSound white paper. 2014.
- Butler RA, Planert N. The influence of stimulus bandwidth on localization of sound in space. *Perception & Psychophysics*. 1976 Jan 1;19(1):103-8.
- Haastrup A. Improving high frequency audibility with Sound Shaper. ReSound white paper. 2013.
- Moore BC. Dead regions in the cochlea: Diagnosis, perceptual consequences, and implications for the fitting of hearing aids. *Trends in Amplification*. 2001 Mar;5(1):1-34.
- Keidser G, Dillon H, Carter L, O'Brien A. NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends in Amplification*. 2012 Dec;16(4):211-23.
- Stender T, Groth J, Fabry D. Teleaudiology: Friend or foe in the consumerism of hearing healthcare. Part 2: Promoting better fit to preference and efficiency. *Hearing Review*. 2017; 24(5). <http://www.hearingreview.com/2017/05/teleaudiology-friendfoe-consumerism-hearing-healthcare-2/>.



ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY

Fondé en 1907 – 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

Des durées au choix :
1 an ou 4 ans

Appareils assurés pendant le prêt

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

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



A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

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



Life sounds brilliant.

Classification 3D

À première vue, un tout petit appareillage de correction auditive et une voiture autonome n'ont pas grand-chose en commun. Cependant, sur le plan technique il existe bien des similarités : les voitures autonomes utilisent de multiples capteurs pour collecter des informations en temps réel sur l'environnement tels un GPS, des caméras, un radar spécifique et des accéléromètres. Cette abondance de données requiert un système de contrôle haute performance pour prendre les décisions adéquates (freiner, accélérer, contrôler la direction) en temps utile. Les aides auditives à la pointe de la technologie utilisent elles aussi des données multidimensionnelles, les mouvements du patient et son activité vocale viennent ainsi compléter les données acoustiques traditionnelles. Ces informations sont traitées par un système intelligent de classification permettant aux aides auditives de s'adapter avec fluidité aux besoins d'écoute et de communication du patient, en utilisant un ensemble de données beaucoup plus riche qu'une classification purement acoustique. La classification 3D intègre les trois différents aspects des besoins de communication du patient :



Information acoustique

La classification 3D identifie six environnements acoustiques distincts pour une classification précise et représentative de l'environnement du patient. Pour plus d'informations sur les choix techniques associés à la classification acoustique, voir l'encadré.



Activité vocale du patient

L'activité vocale du patient permet à la classification 3D de recueillir des informations importantes sur ses besoins d'amplification. À son tour, la classification 3D contribue à piloter l'algorithme OVP™, reconnaissance vocale différenciée, qui

bénéficie au patient en améliorant la perception amplifiée de sa propre voix.



Mouvements du patient

L'information sur les mouvements du patient provenant des capteurs de son smartphone ajoute des données contextuelles sur ses besoins de communication. Par exemple, si le patient se déplace dans son environnement, il est

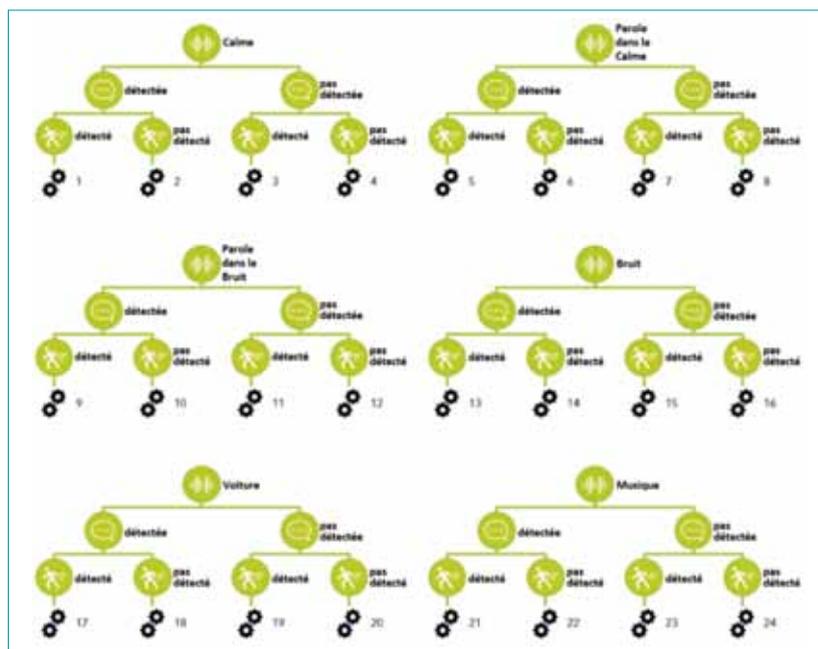
fort probable qu'une meilleure immersion dans cet environnement (càd une captation sonore un peu plus multidirectionnelle) soit bénéfique.

24 possibilités de situations acoustiques pour un contrôle sans égal

La classification acoustique est le socle du système de classification des aides auditives, mais les informations acoustiques ne peuvent prédire à elles

Un plus grand nombre d'environnements acoustiques possibles n'est pas forcément bénéfique

Essayer de différencier un maximum d'environnements acoustiques n'est pas forcément bénéfique, car augmenter le nombre de possibilités d'environnements accroît le risque qu'un environnement incorrect soit détecté. Cela s'explique par le fait qu'aucune classification acoustique ne peut être précise à 100% - il y a toujours une probabilité de classification incorrecte de l'environnement. Augmenter le nombre d'environnements, c'est réduire les différences acoustiques entre chaque environnement, et donc réduire aussi la fiabilité de détection. À l'inverse, si une aide auditive n'a la possibilité de détecter que deux environnements, les écarts acoustiques entre ces deux environnements seront de fait très importants et le risque d'erreur donc très faible. En pratique, le nombre optimal d'environnements détectables doit être suffisamment faible pour minimiser le risque d'erreur de détection, mais suffisamment important pour détecter un nombre de situations acoustiques différentes permettant refléter les caractéristiques environnementales du patient. Voir le schéma 1.



Shéma 1

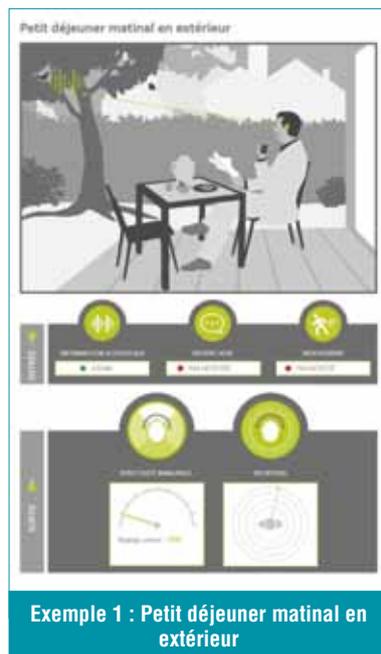


seules tous les aspects des besoins d'écoute et de communication du patient. De plus, les systèmes de classification utilisent habituellement un nombre limité d'environnements acoustiques différents pour éviter un pourcentage trop élevé d'erreurs. L'utilisation d'axes supplémentaires de détection (tels l'activité vocale du patient et la détection des mouvements) donne un plus grand nombre de situations acoustiques potentielles, tout en maintenant la fiabilité de détection assurée par la limitation du nombre d'environnements. Utilisant cette approche, la classification 3D combine les données des deux axes supplémentaires de détection déjà mentionnées aux six environnements acoustiques, ce qui permet vingt-quatre situations acoustiques distinctes. Les besoins de communication du patient peuvent être ainsi couverts avec bien plus d'acuité que si seule la classification acoustique était utilisée.

Classification 3D en action

Après avoir sélectionné une des vingt-quatre situations acoustiques, cette information permet de piloter certains algorithmes de traitement, tels l'OVP, le HD Spatial, la directivité microphonique et la réduction des bruits. Les exemples suivants illustrent l'efficacité et la synergie de ces traitements dans cinq situations.

Exemple 1 : Petit déjeuner matinal en extérieur



Cette situation génère un faible bruit de fond et parce que le patient est en extérieur, une réverbération minimale. La classification 3D a détecté un environnement Calme, la voix du patient n'a pas été détectée au moment montré dans l'illustration, et les aides auditives ont reçu l'information que le patient ne bouge pas. Les appareils se sont donc configurés pour une performance spatiale optimale : maximiser la localisation dans l'espace par la direction et la distance des sources sonores. Comme le bruit de fond est faible, la directivité binaurale est configurée au minimum : 10%, servant à restaurer la directivité pavillonnaire naturelle perdue par le positionnement derrière le pavillon des microphones des contours d'oreille. Les autres algorithmes de réduction de bruit sont également réduits, ou désactivés.

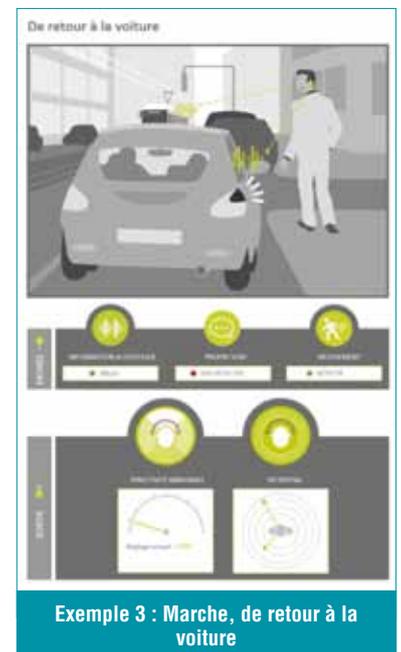
Exemple 2 : À la cafétéria avec des collègues



Cet environnement complexe présente de multiples sources sonores, une réverbération moyenne et un bruit de fond moyen à fort. La directivité binaurale est activée à 80% d'efficacité pour améliorer le rapport signal-bruit de la voix des interlocuteurs du patient. Contrairement aux systèmes traditionnels de directivité pouvant donner une écoute non naturelle, HD Spatial fait émerger les indices spatiaux clés qui pourraient être affectés par le

traitement directionnel. Le patient bénéficie des avantages de la directivité binaurale en environnements très bruyants¹, tout en maintenant une perception naturelle de son environnement sonore (pour ce qui est de la direction et de la distance des sources sonores). Parce que la classification 3D a détecté l'environnement Parole dans le bruit, et parce que le patient est stationnaire, HD Spatial est configuré pour que le patient puisse focaliser son attention plus sur les sources sonores frontales proches que sur les sources sonores arrières. Comme le patient discute à table avec ses collègues, la classification 3D détecte la voix du patient et enclenche l'OVP pour adapter les gains en temps réel. Dès que le patient arrête de parler, le gain est instantanément restauré au niveau adéquat pour bien entendre les voix des convives. L'OVP évite la sonorité trop forte et la mauvaise qualité sonore associée lorsque le gain requis pour les voix extérieures est appliqué à la propre voix.^{2,3}

Exemple 3 : Marche, de retour à la voiture

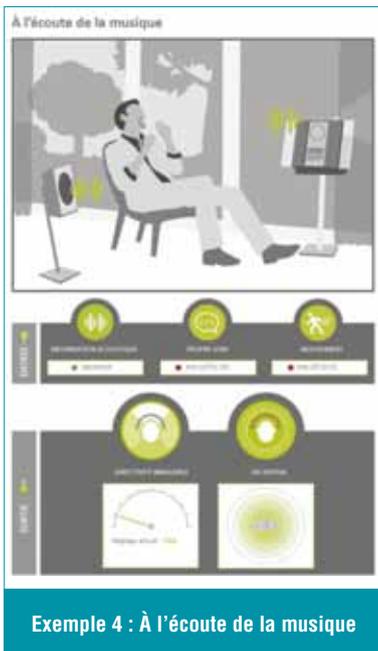


Cette situation est moins complexe que la précédente, car personne ne parle. A cause du trafic, l'environnement Bruit a été détecté lequel, avec la plupart des aides auditives, aurait enclenché une réduction significative du signal via les débruiteurs et la directivité microphonique. Cependant dans ce cas, la classification 3D a détecté que le patient marche, ce qui a imposé aux aides auditives de rester



en mode spatial avec seulement 10% de directivité. Ainsi, le patient sur le point de traverser la rue a parfaitement entendu la voiture approchant derrière lui pour tourner à l'angle. De plus, il conserve une localisation (direction et distance) des différentes sources sonores telles que le tramway approchant.

Exemple 4 : À l'écoute de la musique



Exemple 4 : À l'écoute de la musique

Le patient de retour à la maison écoute de la musique. Bien que les aides auditives soient conçues principalement pour améliorer l'intelligibilité de la parole, la classification 3D reconnaît automatiquement la musique et adapte la réponse des aides auditives pour améliorer l'écoute par des ajustements complexes de la directivité binaurale, des réducteurs de bruit, de l'anti-Larsen, de la courbe de réponse et des compressions.

Exemple 5 : À l'aéroport

Le patient et son épouse sont arrivés à l'aéroport et sont à la recherche de leur comptoir d'enregistrement. La classification 3D des appareils identifie alors un environnement de Parole dans le bruit (à cause du brouhaha), avec la voix du patient détectée (parce qu'il parle à sa femme à ce moment-là), et que le porteur des aides auditives est en mouvement (car le patient marche). De ce fait, les aides auditives sont configurées pour offrir une

écoute multidirectionnelle qui lui permet d'entendre l'annonce sur leur vol qui est faite par les haut-parleurs de l'aéroport. Néanmoins, au moment illustré sur le schéma, les aides auditives appliquent une certaine directivité binaurale permettant un meilleur rapport signal-bruit de la voix de son épouse pour une meilleure compréhension. La classification 3D a ainsi utilisé de multiples données pour trouver le meilleur équilibre de directivité et de perception spatiale correspondant aux besoins de communication du patient à cet instant.



Exemple 5 : À l'aéroport

Conclusion

La classification 3D utilise des données d'entrée multidimensionnelles pour classifier l'environnement avec précision et prédire les besoins de communication du patient. La synergie de la classification acoustique classique, de la détection de la propre voix et de la détection de mouvement, crée un ensemble unique de vingt-quatre situations acoustiques. Ces situations acoustiques sont utilisées pour affiner divers paramètres adaptatifs tels que le Directivité Binaurale et le HD Spatial entre autres. La Directivité Binaurale utilise un algorithme d'efficacité adaptative, qui se base sur l'environnement acoustique et le comportement du patient. Le HD Spatial aide à préserver la localisation des sources sonores par la perception de leur direction et de leur distance. HD Spatial s'ajuste intelligemment pour maximiser

la spatialisation dans les environnements acoustiques plus faciles, alors qu'il privilégie des réglages complémentaires à l'utilisation de la forte directivité dans les environnements plus difficiles optimisant ainsi les conversations avec les interlocuteurs.

Références

1. Littmann V., Høydal E.H. Comparison study of speech recognition using binaural beamforming narrow directionality. *Hearing Review*. 2017;24(5) Disponible sous : <http://www.hearingreview.com/2017/05/comparison-study-speech-recognition-using-binaural-beamforming-narrow-directionality/>
2. Powers T., Froehlich M., Branda E., Weber J. Clinical Study Shows Significant Benefit of Own Voice Processing. *Hearing Review*. 2018;23(4):30-34. Disponible sous : <http://www.hearingreview.com/2016/03/clinical-studies-show-advanced-hearing-aid-technology-reduces-listening-effort>
3. Froehlich, M., & Powers, T.A. (2017, November). Sound quality as the key to user acceptance. *AudiologyOnline*, Article 21621. Extrait de www.audiologyonline.com



Mieux entendre. Mieux vivre.

La famille Muse s'agrandit...

Amy Reilly, Au. D., FAAA

La famille Muse iQ accueille deux nouveaux produits : le RIC Muse iQ R, notre première solution rechargeable au lithium-ion, ainsi que le nouveau Muse iQ Power Plus, l'appareil le plus puissant à ce jour de notre plate-forme Synergy. De quoi répondre aux besoins de tous les patients, des utilisateurs qui préfèrent la commodité d'une aide auditive rechargeable à ceux qui ont besoin d'une solution Power Plus. La sortie de ces nouvelles aides auditives Muse iQ s'accompagne d'une mise à jour d'Inspire, avec de nouvelles options de réglage utilisateur pour garantir la compatibilité du RIC Muse iQ R et du BTE 13 Power Plus.



La plus petite aide auditive rechargeable actuellement disponible.



Une autonomie optimale qui garantit plus de 30 heures d'écoute de qualité



Un son immersif pour une réelle performance d'écoute, même en streaming.



Rechargement rapide pour une journée entière d'utilisation.



Chargeur Synergy tout en un, prenez vos aides auditives et c'est parti pour la journée.



Station de charge pour assurer trois rechargements (mode « week-end ») sans être relié au secteur.



Station déshumidifiante intégrée au chargeur avec pastille asséchante.

RIC Muse iQ R

Avec notre solution Muse iQ R, nous avons réinventé le rechargeable. Cet écouteur déporté, le plus petit appareil lithiumion de sa catégorie, bénéficie de plus de 30 % d'autonomie en plus et d'une taille réduite de 30 % par rapport aux autres solutions disponibles.

Muse iQ R est une solution sans fil, compatible avec l'intégralité des accessoires SurfLink. La technologie

“ Muse iQ R va complètement changer votre perception des aides auditives. ”

Melanie R.
Audioprothésiste Starkey



sans fil de Muse iQ R et de la plate-forme Synergy en font la première solution lithiumion rechargeable proposée en version CROS pour les patients présentant une surdité unilatérale. Bénéficiant d'une autonomie de 30 heures, vos patients n'ont plus à se préoccuper de changer les piles au beau milieu de la journée. Il leur suffit de recharger leurs aides auditives, comme leurs autres appareils électroniques.

Muse iQ R est également dotée d'une option de rechargement rapide. En 15 minutes seulement, les patients bénéficient de 2,5 heures d'autonomie. Le bouton à bascule et ses fonctionnalités, appréciés des patients, ont été conservés, tandis qu'une activation/ désactivation

manuelle a été ajoutée, au besoin. Cette fonctionnalité permet une utilisation facile, tout en offrant la possibilité d'augmenter facilement le temps entre les charges. Cette fonctionnalité complète celle du chargeur Synergy.

Le chargeur Synergy

Le chargeur Synergy a été conçu pour le patient. Il est simple, petit et facile à utiliser.

Le chargeur Synergy est simple - quand Muse iQ R est placé dans le chargeur, les aides auditives s'éteignent et leur rechargement commence. Les patients sont avertis de l'état de charge grâce aux voyants lumineux de couleur verte,

Chargeur tout-en-un :
Doté d'une batterie suffisamment puissante pour assurer trois rechargements sans être relié au secteur.

Mise en marche automatique :
Les aides auditives s'allument automatiquement lorsqu'elles sont retirées du chargeur.



Indicateurs de charge LED : les patients voient si leurs aides auditives sont en charge ou rechargées.

Station de charge à ouverture facile :
Petite, hermétique, dotée d'une pastille asséchante et facile à utiliser, la station de charge peut servir à transporter et à ranger les aides auditives lorsqu'elles ne sont pas utilisées.



clairement visibles lorsque le couvercle est fermé.

Lorsque les écouteurs déportés sont retirés du chargeur, ils se rallument automatiquement, prêts à l'emploi !

Le chargeur Synergy est petit - il trouve aisément une place sur une commode ou dans un sac à main.

Même avec cette petite taille, il comprend également une batterie embarquée, garantissant jusqu'à trois jours de charge supplémentaire pour les déplacements.

Le chargeur Synergy est facile à utiliser - la fonction de recharge rapide permet à votre patient de bénéficier d'une journée complète d'autonomie après deux heures seulement de charge, et d'un rechargement total après 3,5 heures de charge.

Lorsque le chargeur est branché au secteur, les aides auditives et la batterie auxiliaire du chargeur Synergy sont rechargées simultanément.

BTE 13 Power Plus Muse iQ

Muse iQ Power Plus, c'est aussi le plus petit contour surpuissant avec 80 dB de gain (140/80), pourvu d'une bobine téléphonique, de l'incontournable bouton à bascule et de toutes les fonctions attendues de la gamme Muse iQ, de la technologie Multiflex Tinnitus au système CROS/BiCROS, en passant par la compatibilité avec les accessoires SurfLink.

La conception industrielle éprouvée de Muse iQ a été conservée pour la version Power Plus BTE 13, qui répond aux exigences élevées d'un indice de protection IP68, tout en offrant des cache-micros remplaçables et 7 à 10 jours d'autonomie.

Nouvelle interface Inspire RIC R

Avec le lancement de notre première solution rechargeable au lithium-ion, des modifications ont dû être apportées à Inspire et aux réglages utilisateur des aides auditives.



Bien que les aides auditives s'allument et s'éteignent automatiquement lorsqu'elles sont insérées ou retirées du chargeur Synergy, une option de fonction on/off manuelle a été ajoutée au bouton à bascule.

Une configuration par défaut qui, à l'instar de toutes nos options de réglage utilisateur, peut être modifiée. De plus, des mises à jour ont été nécessaires pour Muse iQR concernant plus spécifiquement

le data logging, la durée de vie de la pile et l'inclusion d'une alerte sonore de « mise hors tension ».

Avec l'introduction du Muse iQ R et du BTE 13 Power Plus Muse iQ, tous vos patients peuvent bénéficier de la technologie éprouvée Muse iQ, quels que soient leur degré de perte auditive ou leur envie d'une solution rechargeable d'une grande autonomie.



ADHEAR

Collez. Cliquez. Ecoutez.

Fini d'attendre ! C'était une nécessité... MED-EL l'a fait en proposant un nouveau système auditif non implantable à conduction osseuse.

Ce qui est différent ?

Un adaptateur adhésif, non chirurgical, qui évite toute pression sur la peau et offre une solution simple et esthétique pour les personnes atteintes de surdité de transmission ou de surdité neurosensorielle unilatérale.

hearLIFE

medel.com

Une technologie à conduction osseuse inédite

Le système à conduction osseuse non implantable ADHEAR est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe IIa dont les indications sont décrites dans le manuel d'utilisation. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Lire attentivement les notices d'utilisations. Date de dernière modification : 06/2017. MED-EL - 400, Avenue Roumanille, Bat. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01



Enseignement

Diplôme Universitaire de Prise en Charge des Pathologies Audiovestibulaires - Année 2018-2019



Objectif de la formation

L'objectif est de proposer aux médecins, audioprothésistes et kinésithérapeutes :

- une formation de référence en France sur l'évaluation clinique et paraclinique des troubles de l'audition et de l'équilibre, avec des ateliers pratiques et des stages dans les services lyonnais et parisiens reconnus pour leur expertise dans ce domaine,
- des données régulièrement actualisées sur la **physiopathologie** et la **génétique** des troubles audio-vestibulaires grâce à un partenariat fort avec l'Institut de l'Audition (Directrice : Pr Christine PETIT, Paris),
- des conférences sur les sujets qui font l'**actualité en audiologie et otoneurologie médicale** : orientation diagnostique et thérapeutique post-dépistage néonatal de la surdité par l'audiophonologiste, appareillage auditif de l'enfant et son suivi, synaptopathies/neuropathies, troubles centraux de l'audition, 3^{ème} fenêtre, vertiges en urgence, vertiges de l'enfant, otoneurogériatrie et prise en charge du déclin audio-vestibulaire,
- une présentation et discussion des différentes prises en charge thérapeutiques en fonction de l'âge et des étiologies, avec une ouverture sur

les innovations (entraînement auditif, kinésithérapie spécifique, traitement in situ, place de la chirurgie).

Enseignement présentiel et à distance, enseignement pratique des techniques d'examen audio-vestibulaires par des instructeurs expérimentés, jeux de rôle médecin-patient.

Liste des intervenants

Dr Hélène **Apruzzese** (Lyon), Pr Paul **Avan** (Clermont-Ferrand), Madame Cécile **Bécaud** (Lyon), Dr Pierre **Bertholon** (Saint-Etienne), Dr Stéphane **Besnard** (Caen), Dr Didier **Bouccara** (Paris), Pr Dominique **Bremond-Gignac** (Paris), Dr Maria-Pia **Bucci** (Paris), Dr Christian **Chabbert** (Marseille), Pr Anne **Charpiot** (Strasbourg), Pr André **Chays** (Reims), Dr Arnaud Coez (Paris), Dr Bernard **Cohen** (Paris), Monsieur François **Dejean** (Montpellier), Monsieur Mathieu **Del Rio** (Bordeaux), Dr Laurent **Demanez** (Bruxelles), Pr Pierre **Denise** (Caen), Monsieur Olivier **Dumas** (Lyon), Dr Aziz **El Amraoui** (Paris), Dr Marie-José **Frayse** (Toulouse), Dr Fabrice **Giraudet** (Clermont-Ferrand), Dr Thérèse **Guichard** (Saint-Etienne), Dr Jean-Pierre **Guichard** (Paris), Dr Charlotte **Hautefort** (Paris), Dr Eugen **Ionescu** (Lyon), Dr Julien **Jung** (Lyon), Pr Romain **Kania** (Paris), Pr Michel **Kossowski** (Paris), Pr Michel **Lacour** (Marseille), Dr Christophe **Lopez** (Marseille), Dr Geneviève **Lina-Granade** (Lyon), Dr Arach **Madjlessi** (Paris), Monsieur Thierry **Misére** (Grenoble), Dr Isabelle **Mosnier** (Paris), Dr Jérôme **Nevoux** (Paris), Dr Yann **Nguyen** (Paris), Dr Nathalie **Noel-Petroff** (Paris), Monsieur José **Ortega** (Lyon), Pr Cécile **Parietti-Winkler** (Nancy), Pr Christine **Petit** (Paris), Dr Cécile **Puel** (Montpellier), Monsieur Christian **Renard** (Lille), Madame Muriel **Renard** (Lille), Madame Charlotte **Risacher** (Lyon), Dr Sandrine **Roy-Chardon** (Saint-Etienne), Dr Saïd **Saffiedine** (Paris), Dr Damien Sene (Paris), Pr Natacha **Teissier** (Paris), Pr Hung **Thai-Van** (Lyon), Dr Michel **Toupet** (Paris), Dr Joelle **Troussier** (Grenoble), Pr Eric **Truy** (Lyon), Dr Christian **Van Nechel** (Bruxelles), Pr Thierry **Van Den Abbeele**, Pr Francis **Veillon** (Strasbourg), Dr Patrick **Verheyden** (Bruxelles), Dr Evelyne **Veillet** (Lyon), Dr Hélène **Vitoux** (Paris), Dr Elizabeth **Vitte** (Paris), Dr Sylvette **Wiener-Vacher** (Paris)

Déroulement de la formation

Durée de la formation : Enseignement théorique : 100 h, Enseignement pratique : 80 h (dont 28 h de stage)

Volume horaire est réparti comme suit :

1 tronc commun : 82 h de cours théorique
1 Module optionnel Audiologie : 4 h de cours théorique, 41 h de TP

1 Module optionnel Vestibule : 14 h de cours théorique, 39 h de TP

Agenda 2018-2019 : 7 sessions mensuelles de 3 jours, 1 session de 2 jours en décembre

J11/V12/S13 octobre 2018 Paris (Audiologie); J15/V16/S17 novembre 2018 Lyon (Audiologie); J13/V14 décembre 2018 Clermont-Ferrand (Audiologie); J17/V18/S19 Janvier 2019 Clermont-Ferrand (Audiologie); J7/V8/S9 février 2019 Paris (Otoneurologie); J21/V22/S23 mars 2019 Paris (Otoneurologie); J11/V12/S13 avril 2019 Paris (Otoneurologie); J16/V17 mai 2019 Lyon (Otoneurologie), S18 mai 2019 Lyon (examen final)

Lieux des cours & TP

Hôpital Edouard Herriot et Hôpital Femme Mère Enfant de Lyon & Faculté de Médecine Lyon Rockefeller ; Hôpital Lariboisière Service ORL, Paris ; Hôpital Robert Debré Service ORL, Paris ; Laboratoire de biophysique neurosensorielle, Faculté de médecine 63000 Clermont-Ferrand

Les cours sont vidéo retransmis depuis les lieux de cours à Lyon, Paris et Clermont-Ferrand, l'étudiant(e) devant être présent(e) sur l'un des 3 sites ; présence aux TP requise pour les modules optionnels

Public concerné et pré-requis

- Titulaires du diplôme d'état en médecine français ou étranger : ORL, Neurologues, Ophtalmologistes, Pédiatres, Gériatres, médecins généralistes,
- Internes en DES de médecine ou de chirurgie,
- Titulaires d'un diplôme d'audioprothésiste, de kinésithérapeute,
- Techniciens travaillant sous la responsabilité d'un médecin ORL (incluant infirmiers diplômés d'état,



manipulateurs en électro-radiologie médicale),

- Titulaires d'un diplôme étranger de docteur en médecine, d'audiologiste, d'audioprothésiste, de kinésithérapeute ou équivalent, après examen de la lettre de candidature et du CV.

Modalités d'inscription

Responsable universitaire

Pr Hung THAI-VAN
Service d'audiologie et
d'explorations otoneurologiques

* Hôpital Edouard Herriot
5 place d'Arsonval
69003 Lyon
Tél : 04.72.11.05.03

* Hôpital Femme Mère Enfant
59 Boulevard Pinel, 69677 Bron
Tél : 04.27.85.54.90

Conseil pédagogique

Dr Fabrice GIRAUDET (Laboratoire de biophysique neurosensorielle, Faculté de médecine, 63000 Clermont-Ferrand),
Dr Charlotte HAUTEFORT (Service ORL, Hôpital Lariboisière, 2 Rue Ambroise Paré, 75010 Paris),
Dr Sylvette WIENER-VACHER (Service ORL, Hôpital Robert Debré, 48 Bd Séurier, 75019 Paris),
Pr Hung THAI-VAN

Mode de sélection : les candidats devront envoyer leur lettre de motivation ainsi

qu'une copie de leur diplôme (médecine, audiologie, audioprothèse, kinésithérapie) simultanément aux 2 adresses mails ci-dessous :

corinne.monceau@chu-lyon.fr
mahjouba.choukri@chu-lyon.fr

Modalité de formation

- Formation initiale normale : 1300 euros
- Formation continue prise en charge individuelle : 1500 euros
- Formation continue prise en charge employeur : 1500 euros

■ Diplôme Universitaire d'audiophonologie et otologie de l'enfant 2018-2019



Service d'ORL Pédiatrique et de Chirurgie Cervico-faciale
Hôpital Universitaire Necker Enfants-Malades
Université Paris V, Faculté de Médecine Paris-Descartes

Directeur d'enseignement :
Pr E.N. Garabédian

Responsables de l'enseignement d'Audiophonologie :

Pr N. Loundon, Pr V Couloigner

Responsables de l'enseignement d'Otologie :

Pr F. Denoyelle, Pr N. Leboulanger

Ouvert aux médecins ORL, phoniatres, médecins de centres spécialisés, orthophonistes, audioprothésistes, psychologues, professeurs de sourds, instituteurs spécialisés.

Comportant un tronc commun obligatoire d'audiophonologie et une option otologie réservée aux médecins ORL.

Organisation de l'enseignement sur 9 vendredis et un jeudi entre novembre 2018 et juin 2019 (cours théoriques et cours pratiques) avec clôture du diplôme par examen écrit.

Frais d'inscription

1000 euros (Internes et formation initiale 500 euros). Agrément Formation Médicale Continue, Agrément Formation Permanente

Renseignements

Secrétariat, tél : 01 71 39 67 84
Fax : 01 71 39 67 00. Clôture des inscriptions : 16 novembre 2018.

Recommandé par le Comité Français du Bureau International d'Audiophonologie.

Colloque de la Société Française d'Audiologie 2018

■ Colloque de la Société Française d'Audiologie « Comprendre dans le bruit »



Lundi 8 octobre 2018
Sur le site du Congrès de la SFORL
Palais des Congrès de Paris

Programme

14h 00 - 14 h 15 : Introduction

Arnaud COEZ

14h 15 - 14h 45 : Le caractère masquant des différents types de bruits

Christian MEYER-BISCH

14 h 45 - 15 h 05 : Explorer l'audition en situation bruyante : quel(s) test(s) ?

Christophe VINCENT

15 h 05 - 15h 25 : la prise en charge orthophonique pour faciliter la compréhension dans le bruit.

Yannick BELOUARD, Elodie LACORE

15h 25 - 15h 45 : Comment évaluer et prendre en charge les difficultés de l'enfant dyslexique en situation compétitive d'écoute.

Evelyne VEUILLET, Hung THAI-VAN

15h 45 - 16h00 : Evaluation de l'effort d'écoute dans le silence et dans le bruit par la pupillométrie chez les patients implantés cochléaires.

Isabelle MOSNIER, Francesca YOSHIE-RUSSO, Michel HOEN.

16 h 00 - 17 h 00 : Table Ronde : l'audiométrie vocale dans le bruit: intérêt et choix des tests dans le diagnostic des surdités et dans l'évaluation de la réhabilitation.

Modérateur : Frédéric VENAIL

17h 30 -18h 00 : Assemblée Générale de la SFA

Inscriptions au colloque

Sur le site de la SFA www.sfaudiologie.fr et celui de la SFORL www.sforl.org

Enseignement post-universitaire

30 nov. & 1^{er} déc. 2018

Cité des Sciences
et de l'Industrie -
La Villette, Paris 19^e



De la perception à la compréhension : applications audioprothétiques



Secrétariat d'organisation et d'inscriptions
ANT Congrès - audioepu2018@ant-congres.com

Profitez des **tarifs réduits d'inscriptions**
jusqu'au **1^{er} Novembre 2018** sur **www.audioepu.fr**



■ PHONAK

Phonak remporte trois Red Dot Awards pour le design de ses produits.

Phonak Virto™ B-Titanium, Phonak Audéo™ B-Direct et EasyView Otoblock récompensés pour leur excellence en matière de qualité de conception.

Bron, France, 31 juillet 2018 – Phonak, fournisseur international d'appareils auditifs et de solutions de communication sans fil innovantes, s'est vu attribuer trois Red Dot Awards, pour son excellence en conception de produit. Les produits honorés de ce label de qualité internationalement reconnu sont : Virto B-Titanium, le premier intra-auriculaire en titane grand public au monde, Audéo B-Direct, une aide auditive Bluetooth®* révolutionnaire qui se connecte directement à tous les téléphones portables** et téléviseurs et EasyView Otoblock, un produit innovant destiné aux audioprothésistes pour des empreintes d'oreille plus profondes. La remise des prix a eu lieu lors du Red Dot Gala, qui s'est tenu un peu plus tôt ce mois-ci, à Essen, en Allemagne.

« Trois produits récompensés d'un Red Dot en une année sont la preuve de ce qu'il se passe lorsque vous associez l'engagement indéfectible de Phonak envers le design de ses produits et l'envie sans fin de repousser les limites de l'innovation », explique Thomas Lang, vice-président directeur chez Phonak. « Ces distinctions accordées à Virto B-Titanium et à l'EasyView Otoblock honorent le colossal travail de recherche et développement que Phonak consacre à la production de solutions sur-mesure d'une qualité et d'une esthétique parmi les plus élevées du marché. Quant aux prix décernés à notre révolutionnaire Audéo B-Direct, ils ne cessent de s'étoffer. »

Virto B-Titanium



Virto B-Titanium est le premier intra-auriculaire grand public au monde en titane de qualité médicale supérieure.

Il associe les avantages du titane, à savoir résistance supérieure et légèreté maximale, à la technologie ultramoderne de l'impression 3D. Les coques en titane, comparées

aux classiques en acrylique, sont 15 fois plus solides et 50 % plus fines, ce qui fait de Virto B-Titanium l'aide auditive sur-mesure la plus petite et discrète que Phonak ait jamais conçue.

Audéo B-Direct



Audéo B-Direct est la première aide auditive Bluetooth qui assure une connectivité universelle avec tous les téléphones portables ou téléviseurs.

Elle est également la première solution auditive qui se connecte directement aux téléphones Android™, le système d'exploitation de smartphones le plus populaire au monde. Les utilisateurs de ces aides auditives n'ont qu'à appuyer sur le bouton-poussoir de leur appareil pour prendre ou rejeter un appel et converser en mains libres. Enfin, grâce à l'option du TV Connector qui utilise la technologie AirStream™ exclusive, ils peuvent directement se connecter à leurs programmes TV préférés pour une expérience audio immersive.

EasyView Otoblock



L'EasyView Otoblock offre aux audioprothésistes la possibilité de prendre des empreintes d'oreille plus en profondeur tout

en autorisant une visualisation totale du tympan. Réalisé à partir de la corolle d'un Phonak Lyric™, l'EasyView Otoblock se fixe aux otoscopes et spéculums existants pour offrir une meilleure vision et un meilleur éclairage lors du positionnement de l'Otoblock. Compatible avec les matériaux de prise d'empreinte classiques, il demeure sur l'empreinte lors du scan.

Grâce à des données obtenues sur 6 mm de plus de conduit en moyenne, les modeleurs 3D parviennent à réaliser l'aide auditive sur-mesure la plus petite et discrète qu'il soit.

« Je tiens sincèrement à féliciter les lauréats pour leur magnifique réussite

dans la catégorie « Product Design » des Red Dot Awards 2018. Ces distinctions sont la preuve de la qualité de conception des produits et montrent, une fois de plus, que les entreprises sont sur la bonne voie. Car, derrière la notion de design de qualité, il y a bien plus qu'un bel objet. Tous ces produits se caractérisent par une fonctionnalité remarquable. Cela prouve que les designers ont compris leurs clients et leurs besoins », a déclaré le Dr. Peter Zec, fondateur et CEO des Red Dot Awards.

Pour explorer l'univers de ceux qui ont conçu les produits Phonak récompensés du célèbre Point Rouge, rendez-vous sur : Phonak Virto-B Titanium, Red Dot Award 2018 : <https://youtu.be/QQbTVlqfoE>

Audéo B-Direct : <https://youtu.be/i11DAfd-g2U>

Phonak Easyview Otoblock, Red Dot Award 2018 : <https://youtu.be/8N3H4rjphEE>

Trois Red Dot Awards pour Phonak en 2018 : https://youtu.be/Dc7_2G3iQ24

* Bluetooth est une marque déposée de Bluetooth SIG, Inc. ; Android™ est une marque de commerce détenue par Google, Inc.

** avec la technologie sans fil Bluetooth® 4.2 et la plupart des téléphones Bluetooth plus anciens

www.phonak.com ou www.phonakpro.com.

France : Maud Garrel - Tél +33 6 17 29 35 52

Email maud.garrel@sonova.com

Monde : Florence Camenzind

Tél +41 58 928 33 25

Email florence.camenzind@sonova.com

À propos de la nouvelle aide auditive Phonak Virto™ B-Titanium

De taille très réduite et quasiment invisible, l'intra-auriculaire Virto B-Titanium gagne encore en discrétion grâce au Titanium FitGuide, un nouvel outil destiné aux audioprothésistes.

Résumé

En février 2017, Phonak annonçait la production de l'aide auditive Virto B-Titanium, seul intra-auriculaire grand public au monde en titane de qualité médicale supérieure. Virto B-Titanium associe les nombreux avantages du titane – à savoir une résistance élevée et une légèreté extrême – à la technologie ultramoderne de l'impression 3D.

Virto B-Titanium est ainsi le plus petit et le plus discret intra-auriculaire jamais



conçu par Phonak. Comparée aux coques classiques en acrylique, sa coque en titane est 15 fois plus solide et 50 % plus fine. Une coque plus fine qui permet, de fait, un positionnement plus en profondeur dans le conduit auditif, pour plus de discrétion. Virto B-Titanium est une proposition de choix pour les primo-utilisateurs d'aides auditives, qui préfèrent à 62 % une solution invisible.¹

Virto B-Titanium assure également une performance auditive remarquable. Doté du système d'exploitation AutoSense OS, cet intra-auriculaire garantit une expérience d'écoute entièrement automatique et sans effort. En effet, AutoSense OS capte et analyse fidèlement l'environnement sonore puis mélange avec précision les éléments des divers programmes en temps réel. Par rapport aux programmes manuels, l'utilisation d'AutoSense OS améliore la compréhension de la parole de 20 % dans les situations d'écoute quotidiennes.^{2,3}

Virto B-Titanium est également classé IP68 pour sa résistance à l'eau et à la poussière et a récemment été récompensé d'un Red Dot Award 2018 pour son excellence de conception.

Le défi

Mis au défi de rendre le minuscule Virto B-Titanium encore plus petit et discret, les ingénieurs Phonak ont décidé de se concentrer sur l'éligibilité anatomique du produit, ce qui les a conduits à réexaminer le processus de prise d'empreinte de l'oreille. Jusqu'à présent, cela se faisait par injection d'un matériel d'empreinte dans le conduit auditif. Or, de telles empreintes sont statiques et ne rendent pas compte de la flexibilité naturelle du conduit auditif.



C'est là qu'entre en jeu le Titanium FitGuide, le nouvel outil destiné aux audioprothésistes qui, pour plus de la moitié des patients, a permis une adaptation plus en profondeur de 2,5 mm en moyenne.³ En titane de qualité résolument médicale, cet outil a deux extrémités modulaires - une pour les patients qui ont besoin d'un

récepteur moyen et une autre pour ceux qui ont besoin d'un récepteur puissant. L'audioprothésiste insère le module adéquat dans l'oreille du patient, atteignant une profondeur un peu plus poussée mais toujours confortable. Il en relève ensuite la valeur grâce aux millimètres gravés sur la tige de l'outil.

Outre le Titanium FitGuide, les audioprothésistes peuvent également utiliser EasyView Otoblock, autre outil aidant à la prise d'empreinte pour le Virto B-Titanium, également récompensé d'un Red Dot Award 2018 et qui offre une visualisation optimale pour une empreinte d'oreille la plus profonde possible. Grâce à cette prise d'empreinte en profondeur et aux données complémentaires obtenues avec le Titanium FitGuide, les modeleurs 3D de Phonak sont en mesure de réaliser cette prouesse de discrétion qu'est le nouveau Virto B-Titanium.

Cette version améliorée du Virto B-Titanium sera disponible le 27 août dans 17 pays (Allemagne, Autriche, Belgique, Corée, Espagne, États-Unis, Finlande, France, Hongrie, Israël, Italie, Japon, Nouvelle-Zélande, Pays-Bas, Pologne, Royaume-Uni, Suisse) avec deux couleurs de module supplémentaires et de nouvelles options d'évent.

1. Knor, H. (2016) *Sonova B2C consumer segmentation*. Janv. 2016, #668, N2456, ALL, USA, CHN, FRA.
2. Rakita L, Jones C (2015). *Performance and Preference of an Automatic Hearing Aid System in Real-World Listening Environments*. *Hearing Review*, 22(12), 28.
3. Searchfield, G., Linford, T., Kobayashi, K., Crowhen, D., et Latzel, M. (2017). *The performance of an automatic acoustic-based program classifier compared to hearing aid users' manual selection of listening programs*. *International Journal of Audiology*, 1-12.
4. Bishop, R., Stewart, E., & Loyola, N. (2018). *Titanium FitGuide – helping more than 50% of people get an even more discreet Virto B-Titanium*. *Field Study News de Phonak*, extraite de www.phonakpro.com/evidence, consultée le 9 août 2018.

Phonak publie une déclaration de consensus sur l'e-audiologie

Ce protocole de consensus a été publié suite à la réunion d'un comité d'experts organisée par Phonak en janvier 2018.

Il contient des recommandations destinées aux audioprothésistes, pour les aider à passer de la théorie à la pratique.

Bron (France), le 5 septembre 2018 – Phonak, premier fournisseur mondial

d'aides auditives et de solutions de communication sans fil, a récemment publié une déclaration de consensus sur l'e-audiologie, rédigée par des experts internationaux dans ce domaine. L'objectif de ce document est de fournir des recommandations aux audioprothésistes pour l'intégration de l'e-audiologie au sein de leur cabinet, afin d'améliorer les soins dispensés aux patients, de toucher de nouveaux patients et d'augmenter la valeur de leurs services.

Les innovations technologiques qui s'appuient sur la connectivité et les technologies intelligentes se sont avérées être des outils puissants et révolutionnaires dans de nombreux domaines, comme ceux de la santé, où la transformation numérique a un impact considérable sur les soins prodigués aux patients et sur les cliniques.

En outre, les patients s'impliquent de plus en plus pour leur santé, ce qui contribue à cette révolution en marche. Selon une étude récente, 82 % des patients interrogés ont pu installer le logiciel sans aide. Ils sont même 60 % à préférer les rendez-vous à distance plutôt que ceux en personne.¹ Les nouvelles technologies de télémédecine et d'e-santé permettent aux patients de bénéficier de soins sans quitter le confort de leur domicile et de leur environnement social. Elles s'avèrent particulièrement utiles dans les endroits reculés, quand de grandes distances séparent les patients de l'hôpital ou du médecin le plus proche.

De la théorie à la pratique

Afin d'aider les audioprothésistes à passer de la théorie à la pratique, Phonak a réuni un comité d'experts, composé de leaders d'opinion internationaux. Présidé par Joseph Montano, professeur d'audiologie au Weill Cornell Medical College à New York, ce comité est l'un des principaux contributeurs aux webinaires mensuels sur l'e-audiologie proposés toute l'année par Phonak, entre autres rôles. Le travail de ce groupe a donné naissance à une déclaration de consensus conçue pour aligner la terminologie utilisée pour décrire la prestation de soin à distance, pour discuter des avantages et des obstacles que présente l'e-audiologie et pour présenter les options dont disposent les audioprothésistes.



Gagnant-gagnant

Faire fi de la distance et des difficultés d'accès aux soins : voilà l'un des principaux avantages de l'e-audiologie pour les patients. Mais ce n'est pas tout, elle permet aussi d'adopter une approche de soins axée sur la famille, puisque l'assistance à distance permet à chacun de s'impliquer dans le parcours de soin de ses proches, même lorsqu'ils sont géographiquement éloignés. Pour les audioprothésistes, l'e-audiologie offre de nouvelles opportunités : ils peuvent proposer de nouveaux services à leurs patients, un accès plus facile aux services audiolinguistiques et des options plus économiques. En outre, ils peuvent améliorer leurs processus de travail et la qualité des soins. Tous ces avantages permettent à leur tour d'augmenter la fidélisation des patients et de toucher une nouvelle clientèle. « Ce document, rédigé par des experts, est particulièrement important sur le plan clinique. Il explique la transformation numérique qui est en train de se produire dans le domaine de l'audiologie, ainsi que les avantages pour les patients, les audioprothésistes et les cabinets professionnels », déclare Ora Buerkli, Vice-présidente de la division Global Audiology au sein du siège social de Phonak, en Suisse. « En outre, il répertorie les facteurs essentiels destinés à faciliter l'intégration des services d'e-audiologie dans la pratique. »

L'intégralité de la déclaration de consensus est disponible en ligne sur le site Hearing Review, en anglais.

1. Angley GP, Schnittker JA, Tharpe AM. Remote hearing aid support: The next frontier. *J Am Acad Audiol*. 2017; 28(10): 893-900.

RESOUND

GN Hearing présente ReSound LiNX Quattro™, l'aide auditive rechargeable la plus avancée.

Rungis, 3 septembre 2018 - Fidèle à son esprit d'innovation et forte de son positionnement premium, ReSound introduit une nouvelle solution auditive qui saura parfaitement répondre aux attentes prothétiques de vos patients les plus exigeants. Cette nouvelle solution nommée ReSound LiNX Quattro allie une qualité sonore plus riche, le chargeur le plus avancé du marché, un large choix de connectivités et une assistance à distance. Tout cela en un seul appareil !



Une aide auditive à la qualité sonore remarquable et déjà plébiscitée par les patients

Il s'agit de la première aide auditive qui utilise tout le potentiel disponible des composants d'aujourd'hui. En effet, ReSound LiNX Quattro repose sur une nouvelle génération de puce, fruit d'années de recherches et d'innovations. Cette puce dotée d'un nouveau processeur 24 bits aligne les performances : +100% de vitesse de traitement, +100% de mémoire, +30% de puissance par rapport à la génération précédente. Le DSP (Digital Sound processing) repousse les limites traditionnelles des aides auditives avec une dynamique d'entrée à 116 dB SPL - désormais la plus élevée du marché - et une bande passante élargie à 9,5 kHz. Enfin, le gestionnaire d'alimentation consomme 20% d'énergie en moins. Vos patients pourront apprécier les moments les plus importants de leurs vies avec une qualité sonore remarquable dans les environnements sonores les plus complexes où les sons de faible puissance sont plus clairs et les sons forts sont sans distorsion.

Les patients le disent : 95% des patients ont préféré ReSound LiNX Quattro pour l'écoute de la musique.¹

La solution rechargeable parfaite qui répond à toutes vos attentes et celles de vos patients

ReSound LiNX Quattro est disponible en deux séries RITE discrètes et fiables, dont l'une rechargeable (série 61). Avec sa batterie lithium-ion scellée, elle fonctionne avec un nouveau chargeur à induction, développé par nos soins. Ce chargeur portable et compact permet trois recharges supplémentaires. Il offre une grande facilité d'utilisation, une mise en marche automatique, et bien d'autres fonctionnalités que vous et vos patients attendiez. Avec 25% de consommation d'énergie en moins en connectivité audio sans fil (streaming), ReSound LiNX Quattro™ est la seule aide auditive qui offre 24 heures d'utilisation avec streaming 50% du temps, ou 30 heures d'utilisation avec une batterie complètement chargée.

Les patients le disent : 90% peuvent mettre en route et utiliser le chargeur sans mode d'emploi.²

Des connectivités reconnues et variées

ReSound LiNX Quattro est compatible avec toute la gamme ReSound Unite pour l'écoute de la télévision, l'écoute via un microphone de table, en toute simplicité et sans difficulté d'appairage.

Pour 35 % des Français de la tranche d'âge des 60-69 ans³ possédant un smartphone, l'application Smart 3D leur permet un contrôle très avancé de leurs aides auditives en toute autonomie.

Les patients le disent : 71% préfèrent la qualité sonore du ReSound LiNX Quattro pour écouter la télévision.⁴

Une assistance personnalisée avec le seul service de téléaudiologie asynchrone français

Avec ReSound Assist, vous serez en mesure de fournir des soins auditifs exclusifs où que vos patients se trouvent. Il s'agit d'un service complet d'ajustements à distance que vous pouvez proposer à vos clients. Le pré-requis est simple : ils doivent, eux ou leurs proches, disposer de l'application Smart 3D sur leur téléphone mobile ou tablette. Ce service avant-gardiste permet de demander des ajustements de réglages entre les visites programmées. Vos patients gagnent du temps et se sentent confiants partout où ils vont. Cela profite particulièrement aux utilisateurs à mobilité réduite, vivant dans des zones rurales, ayant une vie active et un emploi du temps bien rempli, ou devant parcourir de longues distances pour rendre visite à leur audioprothésiste. Vous leur offrez ainsi un service différenciant haut de gamme.

Les patients le disent : 83% des utilisateurs de ReSound Assist pensent qu'il est facile de demander de l'assistance depuis l'application.⁵

« Des années d'innovation ont débouché sur une nouvelle plate-forme technologique permettant d'améliorer la qualité sonore en exploitant tout le potentiel des aides auditives haute performance d'aujourd'hui », explique Solène GURRET, Responsable marketing. « Notre traitement du signal sonore-entièrement repensé- offre un son brillant que les utilisateurs peuvent personnaliser encore davantage grâce à notre assistance



à distance unique basée sur le cloud, et grâce à notre application primée ReSound Smart 3D™. ReSound LiNX Quattro est incomparable dans sa capacité à inspirer confiance aux personnes malentendantes et ce dans les moindres détails. »

- (1) Par rapport aux autres aides auditives haut de gamme. Source : Jespersen et al, 2018.
 (2) Source : Groth, 2018
 (3) Crédoc 2015-<http://www.credoc.fr/pdf/Rapp/R325.pdf>
 (4) Par rapport aux autres aides auditives haut-de-gamme et leurs émetteurs TV respectifs : Jespersen et al, 2018
 (5) Étude GN Hearing, 2017.

GN Hearing présente Beltone Amaze™ pour rendre chaque journée des malentendants encore plus extraordinaire.

Rungis, 3 septembre 2018 – Beltone introduit une nouvelle solution auditive rupturiste pour augmenter la satisfaction auditive des patients et leur offrir une expérience incroyable.

« Nos nouvelles aides auditives Beltone Amaze offrent une expérience auditive vraiment incroyable dans toutes les situations, avec un son plus clair, plus complet et plus riche qui permet aux utilisateurs de percevoir toutes les nuances sonores », a déclaré Frédéric Lalier, Directeur des Ventes.

Un nouveau standard de qualité sonore pour une expérience auditive plus claire, plus riche et plus harmonieuse

Une nouvelle puce pour des performances améliorées : Beltone Amaze intègre un nouveau processeur 24 bits, fruit d'années de recherche, qui double la vitesse de traitement et la mémoire par rapport à la génération précédente d'aides auditives. Il offre aussi 30% de puissance

de calcul en plus et une nouvelle radio avec une sensibilité améliorée de 5 dB plus élevée pour une meilleure inter-auralité. Ce processeur permet ainsi l'intégration de nouveaux algorithmes qui font de

Beltone Amaze le nouveau standard en qualité sonore.

Illumine chaque mot, chaque note et chaque tonalité grâce à une bande

passante élargie ¹ : Beltone Amaze bénéficie d'une bande passante élargie jusqu'à 9,5 kHz qui, associée aux fonctionnalités CrossLink Directionality 2 et Personal Sound ID déjà existantes, apporte un son plus clair sur tout le spectre sonore. Maintenant vos patients profitent d'une discrimination de la parole incomparable, d'une meilleure reconnaissance des voix, d'une meilleure localisation et d'une expérience d'écoute plus détaillée, claire et riche.

La dynamique d'entrée la plus élevée du marché pour des sons forts sans distorsion et des sons faibles mieux restitués : Avec sa dynamique d'entrée la plus élevée du marché de 116 dB SPL, Beltone Amaze est capable de recevoir et de traiter le son sans limitation ni distorsion, offrant à vos patients une expérience sonore plus naturelle et texturée.

Un service de télésanté adapté à l'audioprothèse pour apporter à vos patients un niveau de services supérieur

Beltone Remote Care est un service complet de réglages à distance que vous pouvez proposer à vos patients. Le pré-requis est simple : ils doivent, eux ou leurs proches, disposer de l'application Beltone HearMax sur leur téléphone mobile ou tablette. Ce service avant-gardiste permet de demander des ajustements de réglages entre les visites programmées. Vos patients gagnent du temps, se sentent confiants, et savent qu'ils sont entre de bonnes mains partout où ils vont. Ainsi, 94% des audioprothésistes pensent que Beltone Remote Care aide leurs patients à avoir une meilleure expérience auditive selon (étude GN - Beltone Remote Care-2018).

Une qualité de streaming excellente et un contrôle facile impliquant le patient pour une meilleure acceptation.

Vos patients se sentiront plus autonomes et satisfaits de leur expérience auditive lorsqu'ils contrôleront leurs aides auditives avec l'application Beltone HearMax. Du bout des doigts, ils peuvent ajuster leurs aides auditives discrètement depuis un iPhone, iPad, iPod touch, Apple Watch ou un équipement avec un système d'exploitation Android.

Une étude Beltone a montré que les patients qui utilisent l'application HearMax sont en moyenne 10% plus satisfaits de leurs aides auditives que ceux qui n'utilisent pas l'application. Prenez le temps de montrer à vos patients à quel point il est facile de vérifier l'état de la batterie et d'ajuster les programmes et le volume depuis l'application, et comment il est possible de diminuer les bruits de fond, comme celui du vent.

Une solution rechargeable incomparable et simple d'utilisation pour donner à vos patients plus de liberté et d'autonomie

Une solution de qualité pour répondre aux attentes grandissantes de vos patients en termes de rechargeabilité :

Grâce à la batterie lithium-ion intégrée au Beltone Amaze RITE 63, vos patients n'auront plus besoin de piles traditionnelles.

Jusqu'à 30 heures avec une seule charge :

Beltone Amaze dispose d'un rechargement par induction, qui permet à vos patients de passer plus d'une journée, jusqu'à 30 heures, avec une seule charge ! Si votre patient oublie de charger ses aides auditives durant la nuit, en seulement 30 minutes de charge, elles auront une autonomie de 8 heures, ce qui peut être suffisant pour tenir jusqu'à la fin de la journée.

Un chargeur nomade, élégant et fonctionnel² :

Le design incroyablement intuitif et pratique du chargeur séduira facilement vos patients. Les indicateurs LED guideront sans effort l'utilisateur pour montrer l'état de charge, le niveau actuel de la batterie et si les aides auditives sont correctement insérées. La batterie du chargeur contient suffisamment de capacité pour 3 charges complètes, ce qui offre à votre patient plus de confort et de tranquillité d'esprit, 120h ou une semaine d'autonomie.

1. Jespersen C, Kirkwood B, Groth J. 2018. Evidence for fuller, clearer, richer sound with Beltone Amaze. Beltone White Paper.
2. Kirkwood B, Thyme P, Groth J. 2018. A hearing aid rechargeable system designed for ease of use. Beltone White Paper.
3. WHO Fact Sheet. Deafness and hearing loss. March 2018. <http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearingloss>. Accessed June 2018.





STARKEY

Des humanitaires à la 18e édition annuelle du gala « So The World May Hear » de la Starkey Hearing Foundation

L'ex président Bill Clinton, Billy Crystal, Huey Lewis et d'autres célébrités et philanthropes se sont retrouvés lors d'une soirée étoilée le 15 juillet dernier.



Un parterre de célébrités ont foulé le tapis rouge lors du 18e gala annuel « So The World May Hear », consacré à la remise des prix.

Dans le cadre du traditionnel gala annuel de la Starkey Hearing Foundation, s'est déroulé le 15 juillet dernier à Saint Paul dans le Minnesota son 18e gala de remise des prix **So The World May Hear**.

Lors de cette soirée philanthropique et divertissante qui a ébloui tous ses invités, un discours émouvant a été prononcé par le 42e président des Etats-Unis Bill Clinton.

Partisan de longue date de la fondation, venu en invité surprise, il a souligné la nécessité de rassembler les individus pour faire une différence dans la vie des gens.

Organisé par William F. Austin et Tani Austin, co-fondateurs de la Starkey Hearing Foundation, le gala a rendu hommage au Dr Timothy P. Shriver, président de Special Olympics ; Ehsan et Fatema Laya Bayat, fondateurs de la Fondation Bayat; Shep Gordon, producteur légendaire et philanthrope; et Paul Williams le chanteur/compositeur et philanthrope. Côté divertissement, les invités ont pu profiter du défilé des célébrités sur le tapis rouge, d'un dîner et de l'animation du comédien populaire Sinbad ainsi que : les légendes du rock Alice Cooper, Robby Krieger et Don Felder ; le groupe vocal international The Tenors ; Gloria Gaynor, artiste lauréate du Grammy Awards et de Darci Lynne, le vainqueur de la saison 12 d'« America's Got Talent ».

Les lauréats de cette année rejoignent une longue liste d'humanitaires, dont l'ex président Bill Clinton ; Forest Whitaker,

également invité au gala ; Desmond Tutu ; L'ex président des Etats-Unis George W. Bush ; Barbara Pierce Bush ; le très honorable Tony Blair ; Buzz Aldrin ; Richard Branson ; Jennifer Garner ; Ashton Kutcher ; Marlee Matlin et beaucoup d'autres.

«Alors que nous célébrons le 18e Gala annuel « So The World May Hear », mon épouse et moi-même, ainsi que toute l'équipe Starkey, sommes honorés de bénéficier du soutien de nos collègues humanitaires - invités, donateurs et lauréats» a déclaré William F. Austin.

«Grâce à leur extraordinaire générosité, nous sommes en mesure de servir encore plus de personnes dans le monde, dans le cadre de notre mission humanitaire visant à éliminer les barrières de la langue, de la culture et des autres défis mondiaux entre les personnes.»

Pour célébrer cette tradition philanthropique légendaire, qui permet de récolter des fonds pour soutenir et financer, dans le monde, les actions humanitaires dans le domaine de la santé auditive, le maire Melvin Carter a déclaré le 15 juillet que « So The World May Hear Day » (Pour que le monde puisse entendre une journée) dans la ville de Saint Paul.

«Quand nous disons : Pour que le monde puisse entendre, nous déclarons aussi que le monde peut espérer afin que le monde puisse aimer.» - Fatema Laya Bayat

Pour en savoir plus, visitez www.starkeyhearingfoundation.org/gala

Maître Audio : premier temps fort de la campagne réussi !

Le premier temps fort de la campagne nationale Maître Audio 2018 s'est achevé le 27 juillet. Retour sur la campagne qui va vite contribuer à augmenter sa notoriété.

L'objectif fixé était double : une progression de notoriété et de l'image du label Maître Audio, ainsi que des visites dans les centres des audioprothésistes labellisés,

afin de réaliser des tests auditifs et des essais d'appareillages en cas de besoin.

Starkey a vu juste en misant sur une campagne axée sur l'expertise des audioprothésistes Maître Audio dans l'adaptation de solutions auditives invisibles, puisque de nombreux patients se sont déplacés dans les centres.

Points marquants de la campagne



Exigez l'excellence auditive

En comparaison à l'année précédente, la campagne enregistre des résultats très encourageants, avec une croissance de la performance globale de 50 %.

- Avec près de 20 % de visiteurs supplémentaires sur le site www.maitreaudio.fr.

- Et près de 12000 patients potentiels contactés dans le cadre de la campagne, le nombre de RDV a progressé de façon très importante. De 10% au-delà des objectifs que s'étaient fixés les équipes Maître Audio pour ce premier temps fort.

Au vu des objectifs dépassés, les résultats liés à cette nouvelle communication qui visait à construire une image forte et développer la notoriété du label métier Maître Audio, a considérablement favorisé «le passage à l'acte». Il semble que le message proposé par communication ait atteint ses cibles... Le deuxième temps fort de cette campagne démarrera dès septembre avec un dispositif médias accru en particulier au niveau local dans la presse quotidienne régionale avec une grande campagne nationale.

Starkey a de quoi sourire à l'annonce de ces résultats. Inconnu du paysage des malentendants il y a à peine deux ans, le label Maître Audio se développe et devient petit à petit une référence métier, gage de sérieux et d'expertise.

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





OTICON

La famille d'aides auditives révolutionnaires Oticon Opn™ s'agrandit avec l'arrivée des modèles intra-auriculaires

L'expérience sonore révolutionnaire à 360° désormais intégrée dans une toute nouvelle gamme d'intra-auriculaires discrets, parmi lesquels figure la plus petite aide auditive conçue par Oticon à ce jour.



Oticon, leader dans la technologie auditive et audiologique de pointe, est fière d'annoncer qu'elle a intégré avec succès les technologies audiologiques révolutionnaires d'Oticon Opn dans une nouvelle gamme d'intra-auriculaires discrets. Cette gamme complète d'intra-auriculaires, qui propose des modèles totalement invisibles tout comme des intra-auriculaires riches en fonctions, vient compléter la gamme existante Oticon Opn.



Grâce à l'engagement d'Oticon en faveur d'une amélioration continue de la conception, **plus de huit utilisateurs sur dix présentant une surdité légère à modérée pourront désormais bénéficier d'une aide auditive invisible dans le canal (IIC)**. Sans transiger sur la qualité, la fiabilité ou les performances, Oticon a miniaturisé les composants de grande qualité de ses technologies révolutionnaires BrainHearing™ et les a intégrés dans sa plus petite aide auditive jamais conçue. La solution Oticon Opn IIC est proposée avec deux options de haut-parleur pour couvrir un plus large éventail de pertes auditives, permettant ainsi à un plus grand nombre d'utilisateurs de porter une aide auditive invisible Oticon Opn.

Dotés d'une version actualisée de la plateforme Velox™ d'Oticon Opn, spécialement conçue afin de répondre aux exigences particulières des intra-auriculaires, ces nouveaux modèles discrets possèdent une capacité de traitement beaucoup plus rapide et précise pour aider le cerveau à interpréter les sons. Il s'agit des premières aides auditives intra-auriculaires pourvues de la fonction unique **OpenSound Navigator™ d'Oticon**, qui permet aux utilisateurs de bénéficier de l'expérience sonore à 360° ayant fait la renommée d'Oticon Opn. Libérées des contraintes imposées par la technologie directionnelle traditionnelle, elles offrent une expérience d'écoute plus naturelle, même dans les environnements complexes et bruyants.

La gamme complète d'intra-auriculaires comprend également des modèles riches en fonctions, qui allient discrétion et fonctionnalités et sont plus faciles à manipuler, contrôler et régler pour les personnes à dextérité réduite. Ces modèles d'aides auditives intra-auriculaires réunissent les innovations technologiques d'Oticon Opn, notamment la connectivité Bluetooth® Low Energy 2,4 GHz, ce qui permet aux utilisateurs de les coupler, par exemple, avec l'accessoire tout-en-un (micro et haut-parleur) d'Oticon, le ConnectClip.

« En ajoutant des modèles intra-auriculaires à la gamme Opn, nous espérons aider les audioprothésistes à convaincre les patients réticents à franchir le pas de porter une aide auditive et à remédier à leur perte auditive, explique Ole Asboe Jørgensen, Président de la marque Oticon au niveau mondial. Nous sommes heureux de proposer un vaste choix de modèles et de fonctionnalités, pour que les audioprothésistes puissent répondre à des besoins et préférences variés, afin que les utilisateurs aient le meilleur choix possible ».



Le développement de nouveaux intra-auriculaires est une autre façon pour Oticon d'aider les malentendants à surmonter les obstacles à leur participation sociale. En leur proposant des solutions discrètes, en plus d'une réduction de l'effort d'écoute dans les environnements auparavant

trop complexes, **Oticon leur permet de mener une vie sociale et active en toute confiance.**

1. Doran and Dudek 2018, Oticon Tech paper

www.oticon.fr/opn.

L'innovation sans compromis, c'est possible avec Oticon Opn !

Avec ses mises à jour régulières, qui permettent de profiter de nouvelles fonctions innovantes, Oticon Opn s'inscrit pleinement dans l'ère des objets high tech évolutifs. Aujourd'hui, avec l'arrivée des Oticon Opn intra, une nouvelle mise à jour du logiciel Genie 2 est disponible. Mais, ce n'est pas tout ! Une série de mises à jour autour des accessoires de connectivité voit également le jour. Autant de nouveautés qui font d'Opn une solution à la pointe de la technologie et toujours sans équivalent grâce à ses évolutions permanentes et rétrocompatibles. Tour d'horizon de ces mises à jour...

Quoi de neuf sous Genie2 2018.2 ?

Cette nouvelle version de Genie2 2018.2 accueille 3 principales fonctions :

- **Transfert de réglages** : le Transfert de réglages permet de transférer les paramètres liés au gain sélectionnés d'une aide auditive à une autre. Ceci est possible entre des aides auditives de style, niveau d'adaptation et familles de produits différentes sur la plateforme Velox.
- **REM AutoFit** : REM AutoFit est un outil intuitif qui permet d'effectuer le processus de vérification REM efficacement tout en garantissant un contrôle de qualité supérieur sur l'adaptation. REM AutoFit fonctionne désormais avec la plupart des systèmes REM (Interacoustics, MedRx, Otometrics, et Audioscan). REM AutoFit ajuste automatiquement le gain de l'aide auditive pour correspondre à la cible.
- **Mises à jour du processus d'adaptation** : de nouveaux raccourcis pour la simulation et la connexion des appareils rend le processus d'adaptation encore plus intuitif et plus rapide.

Sans compter que la gestion des transitoires est renforcée et la connectivité optimisée (voir ci-dessous).



Le fabricant danois invite ainsi les audioprothésistes à **télécharger cette nouvelle version Genie2 2018.2** via l'Updater de Genie ou sur www.oticon.fr/genie2018-2 pour pouvoir profiter de ces ajouts.

Les nouveaux Opn en FW 6.0 seront livrés progressivement, jusqu'à complet remplacement dans les stocks de FW 5.0 (vers le 20/09/2018). Les audioprothésistes sont invités à mettre à jour les Opn FW 5.0 en les connectant simplement à Genie2.

Les accessoires de connectivité mis à jour...

La connectivité Opn, reposant sur la technologie Bluetooth Low Energy 2,4 GHz, offre aux utilisateurs une expérience sonore complète. Pour que celle-ci le soit encore plus, des mises à jour ont été effectuées :

- **ConnectClip** : voici la version FW 1.1 qui permet notamment une qualité sonore améliorée lors du streaming et de la réduction du bruit en mode téléphone. D'autres optimisations seront également à découvrir.
- **Adaptateur téléphone 2.0** : grâce à la nouvelle version FW 2.0, l'adaptateur téléphone 2.0 devient **compatible avec les ConnectClip** tout en restant compatible avec les Streamer Pro. Les adaptateurs téléphone 2.0 seront livrés directement en FW 2.0.
- **Adaptateur TV 3.0** : la nouvelle version FW 2.2.1 offre une stabilité améliorée et des corrections de bugs. Sa mise à jour se fait à partir de Genie 2 2018.2
- **App Oticon ON** : La nouvelle version de l'application permet d'accéder à la technologie HearingFitness (l'application de suivi de santé auditive). Elle est compatible avec les nouvelles normes de protection des données personnelles, et voit sa stabilité améliorée. A noter que l'application sous Android, dans sa nouvelle version, sera disponible dès le 12 septembre.

Plus d'informations sur www.oticon.fr

L'avenir de la santé auditive commence avec HearingFitness™ d'Oticon

Oticon lance la première application dédiée à l'amélioration de la santé auditive et cérébrale avec la technologie de fitness auditif.

HearingFitness™ d'Oticon est un nouvel outil conçu pour aider les malentendants à comprendre comment optimiser leurs

habitudes comportementales et auditives pour tirer le meilleur parti de leur aide auditive. Mais c'est avant tout un outil de découverte moderne, véritable vecteur d'innovation et de développement, qui fera progresser la technologie auditive et les soins de santé.



Tout comme une application sportive, cette nouvelle technologie de fitness auditif, qui fait partie intégrante de l'application exclusive ON d'Oticon, disponible sur l'App Store pour ses aides auditives connectées à Internet, **collecte des données concrètes** et permet aux utilisateurs de **mieux gérer leur santé auditive**. Ils peuvent suivre le temps d'utilisation de leurs aides auditives, en recevant des encouragements et des notifications, mais aussi les niveaux de bruit auxquels ils sont fréquemment exposés. Ce suivi et ces encouragements réguliers sont notamment utiles pour les primo-utilisateurs, qui ont souvent du mal à s'habituer à leurs aides auditives. Le simple fait d'inciter ces primo-utilisateurs à les porter en permanence contribuent à l'acceptation et à l'utilisation de leurs aides auditives.

En interagissant avec les utilisateurs et en les encourageant à **être acteurs de leur santé**, HearingFitness™ permet une **plus grande personnalisation** de ces soins. Grâce à des décisions éclairées, les utilisateurs seront en mesure d'adapter leurs aides auditives à leurs besoins et environnements sonores spécifiques, en constante évolution. C'est l'émergence de la santé axée sur les données, un autre exemple de la **capacité d'Oticon à révolutionner les avantages de la technologie moderne pour les utilisateurs d'aides auditives**.

Toutefois, les utilisateurs de HearingFitness™ ne bénéficieront pas seulement de fonctions destinées à préserver leur santé auditive, ils joueront également un rôle clé dans la vision plus large d'Oticon, qui est de toujours rester à la pointe du développement des aides auditives. Les données en temps réel collectées par l'application HearingFitness™ contribueront au développement des futures aides auditives d'Oticon.

L'analyse des données des utilisateurs, qui a pour but d'améliorer l'expérience client, est utilisée partout dans le monde. Oticon emploiera cette méthode testée et approuvée pour collecter les informations les plus fiables et développer les technologies auditives de demain. En combinant les données en temps réel fournies par les aides auditives avec l'analyse des big data relatives au mode de vie et aux soins de santé, HearingFitness™ améliorera et fera évoluer la solution auditive des utilisateurs, en fonction de leurs habitudes personnelles. Les possibilités sont infinies.

« Notre objectif est de comprendre comment améliorer en permanence l'intégration et les bienfaits des aides auditives dans la vie quotidienne » déclare Ole Asboe Jørgensen, Président de la marque Oticon au niveau mondial. Notre but ultime est que nos utilisateurs portent davantage leurs aides auditives, notamment à la lumière des éléments qui montrent que le port actif d'aides auditives pour favoriser l'interaction sociale peut retarder le déclin cognitif, et notamment la démence¹. En ayant une vision claire et précise de la manière dont les porteurs d'aides auditives utilisent leurs appareils dans la vraie vie, nous serons encore mieux armés pour développer efficacement des fonctions et technologies auditives. Le potentiel de la collecte d'informations en nombre et en temps réel auprès des utilisateurs est phénoménal, sur deux ans comme sur dix ans. HearingFitness™ pourrait être source d'améliorations auditives jamais envisagées auparavant », conclut Ole Asboe Jørgensen.

Si Oticon a pu se lancer ainsi dans la technologie de l'e-santé, c'est grâce à la connectivité de son aide auditive Opn™. Il s'agit de la première aide auditive connectée à Internet au monde, qui peut déjà interagir via le réseau IFTTT avec une multitude d'objets connectés améliorant la qualité de vie. Tous les utilisateurs d'aides auditives connectées d'Oticon (actuelles et ultérieures), à l'aide de l'application ON, pourront également bénéficier du suivi de leur santé auditive grâce à HearingFitness™, ce qui contribuera à façonner l'évolution des aides auditives de demain et des générations futures.

Rappelons également que HearingFitness a remporté le prix de l'Innovation CES 2018 dans la catégorie « Logiciels et applications mobiles ».

www.oticon.fr/opn

1. Livingstone et al, 2017 - Dementia prevention, intervention and care, une étude des commissions Lancet.



AUDITION CONSEIL P.A.Q.

- Propose un poste d'audioprothésiste au sein d'un réseau composé de 8 centres dans la région du Périgord, Agenais et Quercy (Bergerac, Villeneuve-sur-Lot, Agen, Cahors, Périgueux, Sarlat...)
- En CDI à temps complet ou partiel
- Possibilité d'association
- Equipe dynamique de 3 audioprothésistes avec assistantes
- Rémunération très attractive, avec voiture de fonction
- Travail avec toute marque
- Cabine entièrement équipée Otometrics (vocale dans le bruit, In vivo, vidéotoscope, Microscope, Lyrik...)

N'hésitez pas à nous contacter !

Contact : **06 30 54 70 01**
ou www.mycatantiaudition@gmail.com

• Société Audioprotect Conseils - Audition Conseil •
34 avenue du Général de Gaulle - 24100 Bergerac



SoluSons recrute des audioprothésistes en CDI sur les secteurs de :

- 69 Rhône** (Lyon)
- 71 Saône-et-Loire** (Marcigny, Paray-le-Monial)
- 63 Auvergne** (Clermont-Ferrand)
- 03 Allier** (Vichy, Montluçon)
- 33 Gironde** (Bordeaux, Bassin Arcachon)
- 17 Charente** (Saintes, Royan)
- 79 Deux sèvres** (Niort)

Rejoignez notre équipe et épanouissez-vous dans une structure à taille humaine. Vous aurez de l'autonomie dans votre travail, tout en pouvant vous appuyer sur des équipes déjà en place depuis de nombreuses années. Nous vous transmettrons nos méthodes de travail et techniques d'appareillage propres à notre charte qualité SoluSons.

Améliorons ensemble la qualité de vie de nos patients !

Rémunération

Fixe + Variable + PEE/PERCOI + Mutuelle + Prévoyance

Contactez nous dès aujourd'hui

contact@solusons.fr - Tom DIDIER 06 80 77 53 77



Le réseau expert des audioprothésistes libres

APPELEZ-NOUS !

Vincent GÉNOT **Philippe DELBORT**
06 87 83 93 32 06 98 20 64 46

REJOIGNEZ-NOUS

La force de notre communauté :
l'intelligence collective et le partage

UNE COMMUNAUTÉ DE PRATIQUE



UN RÉSEAU NATIONAL
OUVERT À TOUS



DES OUTILS DE PARTAGE
COLLABORATIFS



4 RÉUNIONS TECHNIQUES
ANNUELLES

DES SERVICES À FORTÉ VALEUR AJOUTÉE



L'ACCOMPAGNEMENT
À LA CERTIFICATION



LA CRÉATION D'OUTILS
DE COMMUNICATION



LE CONSEIL
MARKETING

UNE EXPÉRIENCE POSITIVE DE L'APPAREILLAGE



UNE RELATION
CENTRÉE SUR L'HUMAIN



UN ACCOMPAGNEMENT
PERFORMANT ET PRÉDICTIF



98.8 % DE NOS PATIENTS
RECOMMANDENT DYAPASON

DES AVANTAGES EXCLUSIFS



GARANTIE
4 ANS



ASSURANCES
PVC 4 ANS



OFFRE DE FINANCEMENT
À PARTIR DE 15 €/MOIS



La Mutualité Française Landes
recherche pour ses centres de DAX
et de PEYREHORADE
un audioprothésiste
(H/F) en CDI, temps plein 35 h

Rattaché au directeur filière optique et audition, vous disposez d'un environnement attractif, centre audition récent situé dans un pôle de santé et aussi :

- Présence d'une assistante
- Un plan de formation (DPC, séminaire de l'enseigne)
- Rémunération fixe et primes
- Avantages sociaux (Mutuelle, CE, titres repas)

Contact : Jean NAYRAC
jnayrac@mutualite-landes.fr



AUDITION MUTUALISTE
VOTRE AUDITION. NOTRE PRIORITÉ.

La Mutualité Française Dordogne
recherche pour ses centres de Périgueux :

2 AUDIOPROTHESISTES

- Embauche dès que possible
- Localisation du poste : Périgueux
- CDI temps plein ou temps partiel choisi
- Débutants acceptés
- Convention Collective Mutualité
- Présence d'une assistante
- Statut cadre
- Matériel neuf
- **Salaire : Rémunération motivante**
(base 60K€ -variable incluse- + Mutuelle + Tickets restaurants)

Contact :

RICCO Alexandre, Directeur Général, Mutualité Française Dordogne
dga@mutualite24.fr 05-53-35-36-00

**NOUS AVONS
BESOIN
DE VOS
TALENTS !**

GRAND AUDITION
Vos aides auditives en 1 heure
recrutement@grandaudition.com

Une relation clients 5 étoiles



AUDITION CONSEIL

N°1 du palmarès "Prothèses auditives"
pour la deuxième année consécutive !



AUDITION CONSEIL
recrute audioprothésistes D.E.

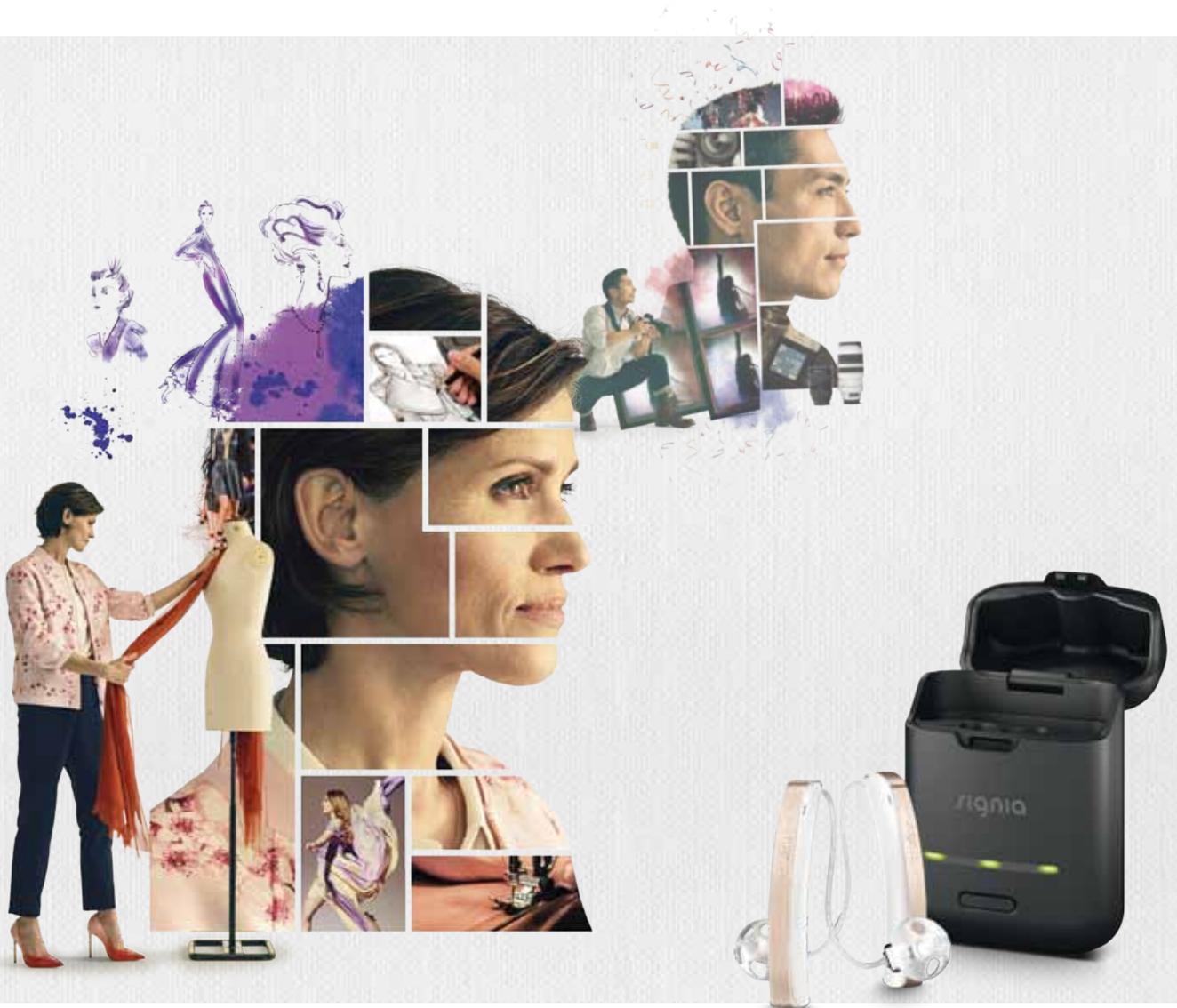
Postes à pourvoir toutes régions
o.delatour@auditionconseil.fr

auditionconseil.fr

1^{er} réseau d'indépendants en France

signia

Life sounds brilliant.



STYLETTO. BIEN PLUS QU'UNE AIDE AUDITIVE.

Design, élégance et haute technologie pour une expérience unique.

- Aide auditive SLIM-RIC au design choc et révolutionnaire, un nouveau segment de marché
- Rechargeable avec écran de charge nomade pour 4 jours d'utilisation*
- Technologie Signia Nx : OVP™ (Own Voice Processing), e2e Ultra HD, HD Spatial, Classification 3D



signia-pro.fr

*19h d'autonomie après une charge complète de 3h, puis 3 cycles de charges supplémentaires sans branchement nécessaire grâce à l'écran de charge nomade.
Août 2018. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199,71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Sivantos SAS est titulaire d'une licence de marque de Siemens AG. © Signia GmbH 2018.

Solutions
Auditives

SIEMENS

Muse iQ[™]R

Solution premium rechargeable lithium-ion

LE RECHARGEABLE RÉINVENTÉ

Muse iQ R, écouteur déporté rechargeable Lithium-ion, est 30 % plus petit que les produits actuels, avec un chargement rapide en moins de 4 h garantissant plus de 30 h d'écoute en streaming et disponible en système CROS. Son chargeur Synergy est petit — il trouve aisément une place sur une commode ou dans un sac à main. Même avec cette petite taille, il comprend également une batterie embarquée, garantissant jusqu'à trois jours de charge supplémentaire pour les déplacements.

Chargeur tout-en-un :

Doté d'une batterie suffisamment puissante pour assurer trois rechargements sans être relié au secteur.

Mise en marche automatique :

les aides auditives s'allument automatiquement lorsqu'elles sont retirées du chargeur.



Station de charge à ouverture facile :

Petite, hermétique, dotée d'une pastille asséchante et facile à utiliser, la station de charge peut servir à transporter et à ranger les aides auditives lorsqu'elles ne sont pas utilisées.

Indicateurs de charge LED : les patients voient si leurs aides auditives sont en charge ou rechargées.

Désormais, avec le rechargeable Muse iQ, vous pouvez proposer à vos patients la technologie auditive rechargeable la plus intelligente qui soit. Pour en savoir plus, rendez-vous sur starkeyfrancepro.com et starkey.fr.



www.starkey.fr

www.starkeyfrancepro.com

