Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

Volume 30 - Novembre/Décembre 2017 - Numéro 6

Dossier

Enseignement post-universitaire

Le futur de l'audioprothèse : Quels patients, Quels actes avec quelles technologies ?

Résumés des communications

ISSN 09803483

Veille acouphènes

Mesure de l'impact de l'acouphène sur la capacité d'attention au travers du test de Stroop, avant et après une prise en charge par T.R.T. (Etude préliminaire)

Philippe LURQUIN, M. REAL, A. WALDBURGER

Cas clinique

Cas clinique de Mlle C., 20 ans.

Charlotte BALET

Cas clinique d'un patient acouphènique

David COLIN

Veille Technique

Les innovations des industriels

Actualités et agenda

afaq ISO 9001 Qualité AFNOR CERTIFICATION

dyapason

Le réseau expert des audioprothésistes libres

APPELEZ-NOUS !

Vincent GÉNOT 06 87 83 93 32
Philippe DELBORT 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 FORTE 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

Sommaire

3 Editorial
Paul AVAN

5 Le mot du Président du Collège
Stéphane LAURENT

7 Enseignement post-universitaire 2017

7 **Comportement des aides auditives en milieu bruyant : quels ont été les progrès apportés aux audioprothésistes ces 20 dernières années ?** Charlotte BALET, Xavier DELERCE

16 **Métrologie actuelle et future**
David COLIN

19 **Que peut-on attendre du traitement de signal de demain ? Audiométrie vocale et reconnaissance automatique de la parole** Lionel FONTAN

22 **L'audiométrie vocale en France : état des lieux**
Frédéric REMBAUD, Lionel FONTAN, Christian FÜLLGRABE

27 **Au-delà de l'audiométrie tonale : contributions auditives supraliminaires et cognitives aux difficultés de traitement de la parole chez les personnes âgées**
Christian FÜLLGRABE

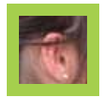
32 **La prise d'empreinte va-t-elle disparaître ?** Jehan GUTLEBEN

34 **Explorations fonctionnelles : L'audiogramme a-t-il encore un avenir ?**
Paul AVAN, Fabrice GIRAUDET, Ludimila LABANCA, Marion SOUCHAL, Thierry MOM

36 **Déficience auditive et conséquences sur le vieillissement, les enjeux. Le repérage précoce des troubles et la spécificité de la démarche prothétique pour les personnes du 4ème âge.**
Christian RENARD

41 **Le point sur les explorations fonctionnelles objectives : PEA, ASSR, Speech ABR, PEA corticaux : Quelles sont les innovations et utilisations en audiologie pédiatrique ? Quels progrès à venir ?**
Isabelle ROUILLON, Natalie LOUNDON, Françoise DENOYELLE

44 **Le point sur les dispositifs implantés actuels et prochains (osseux, IOM, cochléaires). IC et appareil contro-latéral. Communication IC et appareil : quelles synergies entre l'aide auditive et le processeur ?**
Mathieu ROBIER, Paul-Edouard WATERLOT, Frédéric REMBAUD



50 Cas cliniques

50 **Cas clinique de Mlle C., 20 ans aujourd'hui.**
Charlotte BALET

52 **Cas clinique d'un patient acouphènique.**
David COLIN

56 Veille acouphènes

Mesure de l'impact de l'acouphène sur la capacité d'attention au travers du test de Stroop, avant et après une prise en charge par T.R.T. (Etude préliminaire)
Philippe LURQUIN, Maud REAL, A. WALDBURGER

62 Veille technique

Les innovations des industriels
OTICON, PHONAK,
SIGNIA - SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS, STARKEY

76 Actualités et Agenda

79 Annonces

Les Cahiers de l'Audition
Nov./Déc. 2017 - Vol 30 - N°6

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

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

Directeur de la publication et rédacteur
Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
acoez@noos.fr

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

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

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

Dépot Légal à date de parution
Novembre/Décembre 2017
Vol. 30 N°6
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

Président — Stéphane LAURENT

Président d'honneur — Xavier RENARD

Président d'honneur — Eric BIZAGUET, Délégué Général chargé de mission auprès des services publics

1er Vice Président — Arnaud COEZ

2e Vice Président — Matthieu DEL RIO

Secrétaire Général — François LE HER

Secrétaire général adjoint — Frank LEFEVRE

Trésorier général — Eric HANS

Trésorier général adjoint — Jean-Jacques BLANCHET

Membres du Collège National d'Audioprothèse

Patrick ARTHAUD · Charlotte BALET · David COLIN · Hervé BISCHOFF · Christine DAGAIN · Xavier DEBRUILLE · François DEJEAN · 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 · Christian RENARD · Mathieu ROBIER · Thomas ROY

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

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

Jean-Claude AUDRY · Jean BANCONS · Geneviève BIZAGUET · Daniel CHEVILLARD · Ronald DE BOCK · François DEGÔVE · Jean-Pierre DUPRET · Charles ELCABACHE

Robert FAGGIANO · Maryvonne NICOT-MASSIAS · Jean OLD · Georges PEIX · Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

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

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

Editorial

Paul AVAN

L'EPU d'audioprothèse est une manifestation annuelle à la fois scientifique et pédagogique, que le Collège National d'Audioprothèse a su rendre incontournable, grâce à son énergie d'organisateur mais aussi au choix judicieux des sujets traités. C'est donc toujours un honneur pour les Cahiers d'ouvrir leurs colonnes à la version écrite que les intervenants ont pris soin de préparer pour nous. Le futur de l'audioprothèse est évidemment un sujet inusable, ne pourrait-on pas presque le considérer comme le "marronnier" des années en panne d'imagination où aucun sujet indiscutable n'émerge ? En fait, aucun thème en 2017 ne pouvait être plus approprié, car l'année en cours est précisément celle de toutes les mutations et de toutes les incertitudes : nous savons que nous venons d'atteindre un tournant, et au-delà de ce tournant, où vont nos professions ? Quelle visibilité peuvent nous offrir les spécialistes du domaine ? Du côté de la recherche fondamentale, on parle désormais de thérapies : traiter une surdité et viser sa guérison. Significativement, le premier congrès international sur le sujet vient d'avoir lieu à Marrakech au début du mois de novembre dernier, celui de l'ISIET (International Symposium on Inner Ear Therapies) organisé par l'Institut Pasteur. Il y a été mentionné des succès impressionnants chez l'animal, par exemple en termes de restauration complète par thérapie génique de la fonction de l'équilibre, et partielle de celle de l'audition, dans un cas où l'absence d'une molécule abolissait la fonction des cellules sensorielles. Comment l'introduction de ces thérapies va-t-elle modifier le paysage de l'audiologie ? Pas en le supprimant, mais en modulant les indications.

D'un tout autre côté, administratif et législatif, la démarche visant à annuler le reste à charge est maintenant lancée : nécessairement, cela ira de pair avec une approche différente des patients, et une organisation ajustée des professions. Entre ces deux aspects aux extrêmes de la chaine de décision, il y a l'espace ouvert par les progrès technologiques flagrants, en termes de traitement du bruit par les audioprothèses, de métrologie, de traitement du signal, de tests audiologiques au-delà de la tonale. Prises d'empreintes, démarche diagnostique, prise en compte des spécificités du 4ème âge, meilleure exploration objective pédiatrique, progrès des dispositifs implantés, tout le savoir-faire développé depuis 20 ans devient accessible et de nombreux professionnels en ont maintenant une expérience, à partager avec les étudiants et les praticiens. Nous espérons que la lecture de ces Cahiers démystifiera l'effort nécessaire et montrera que l'audioprothèse est bien promise à un très bel avenir, toute méthode Coué mise à part !

Paul Avan

MED EL

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

28934.1.0

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

Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT

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

L'EPU 2017 aura été un événement marquant à plusieurs titres. A commencer par le nombre de participants puisque pour la première fois nous avons dû clôturer les inscriptions avant la date ! Un amphithéâtre complet, 1000 participants pour écouter, débattre, apprendre, réfléchir et échanger autour d'un thème à la fois anxiogène et stimulant, celui de l'avenir de l'audioprothèse.

Certes l'exercice de la boule de cristal n'a qu'un intérêt limité mais le tour d'horizon de tous les domaines d'intervention de l'audioprothésiste d'aujourd'hui et certainement demain fut en tant que tel éloquent. Loin d'un recentrement unique autour de l'objet technologique qu'est l'aide auditive, cet EPU a montré la diversité de l'exercice 50 ans après l'inscription au code de la santé publique. L'appareillage auditif de l'adulte certes, mais aussi la prise en charge des patients acouphéniques, l'appareillage pédiatrique, l'implant cochléaire, sans oublier les enjeux du 4ème âge et les innovations en terme d'explorations fonctionnelles. Ce qu'il faut retenir, au-delà du spectre large d'intervention de l'audioprothésiste d'aujourd'hui, est le champ de connaissances nécessaire pour accompagner les patients et leur famille.

L'appareillage pédiatrique par exemple. Que serait-il si nos collègues en pointe dans ce domaine se contentaient de connaître les spécificités acoustiques du conduit auditif externe du très jeune enfant ? Leurs compétences vont bien au-delà et il est évident que des connaissances en développement de l'enfant, en génétique, en psychologie, sont indispensables. Et ce constat vaut pour tous les autres domaines de l'audioprothésiste. On ne peut s'empêcher dès lors de penser à la formation de demain pour laquelle une réingénierie s'annonce. Si les enseignements doivent évoluer, la profession doit rester unie autour de ses différents domaines d'exercice. La question, enfin, n'est à mon sens pas de savoir si durée des études doit être de 3 ou 5 ans. Elle évoluera, inévitablement. La question étant celle du bon niveau de pratique pour prendre en charge les pathologies évoquées précédemment. Ne craignons donc pas d'affirmer que notre exercice futur nécessitera des connaissances plus larges, des savoirs plus pointus.

Enfin, cet EPU a évidemment mis l'accent sur les progrès technologiques et, notamment, l'hyper connectivité à la fois entre les différents acteurs professionnels (audioprothésiste, médecins, orthophonistes, psychologues) et entre les objets eux-mêmes (aides auditives, téléphones, etc.). La suppression des contraintes de l'espace et du temps permettra d'importantes évolutions mais sera également source de dérives. Gardons un équilibre entre l'enthousiasme soulevé par ces progrès et la protection des libertés et du secret médical. Gageons que, quoiqu'il advienne, les personnes en demande de soin seront également en quête d'une prise en charge humaine, sincère et basée sur l'indispensable confiance entre soignant et soigné. C'était vrai en 1967, ça le sera certainement en 2030 !

> Dossier

Enseignement post-universitaire 2017 Résumés des communications (1ère partie)

Comportement des aides auditives en milieu bruyant : quels ont été les progrès apportés aux audioprothésistes ces 20 dernières années ?

Charlotte BALET Audioprothésiste, Périgueux
Xavier DELERCE Audioprothésiste, Mont de Marsan

Avant d'aller plus loin dans ces deux jours d'EPU, et de regarder vers le futur, nous avons pensé que savoir d'où nous venions et où nous en étions aujourd'hui, pouvait nous permettre de mieux appréhender l'avenir. Nous nous posons tous des questions sur un avenir que nous ne maîtrisons pas, par essence même. Mais le passé et le présent peuvent nous permettre d'avoir des réponses aux questions futures.
Les technologies ont-elles progressé en 20 ans ?
Que peut-on attendre d'une aide auditive aujourd'hui ?
L'audioprothésiste peut-il dégrader la performance d'une aide auditive ?
Les patients se rendent-ils compte d'un éventuel progrès ?
Pourraient-ils régler leurs appareils efficacement dans le futur ?
L'audioprothésiste ou l'audiologiste prothétique aura-t-il un rôle dans le réglage dans les 20 prochaines années ?
Toutes ces questions, nous pensons que nous pouvons y apporter un début de réponse à travers l'analyse de la littérature scientifique de ces 20 dernières années, et par des mesures de performances objectives des appareils auditifs sur la même période.

Historique

En 1996 et quasi-simultanément, deux aides auditives numériques étaient proposées aux audioprothésistes : le Widex Senso et le Oticon Digifocus.
Présentant plusieurs canaux, et une informatisation des réglages, leurs algorithmes (philosophies de compression essentiellement) étaient cependant très différents.
Dix ans plus tard ou un peu moins, l'appareillage « open » (couplage « ouvert ») commence à faire son apparition. Les anti-larsen permettent une plus grande ouverture.
Les fabricants et les audioprothésistes y voient une plus grande acceptation, et plus rapide, de l'appareillage auditif. Ce ne sera pas sans conséquence sur les performances.
En 2017, la connectivité et l'interactivité patient/aide auditive sont les avancées majeures. Elles masquent cependant une grande accélération des performances des algorithmes de traitement du signal, épaulées par des processeurs très puissants.

Où en est-on aujourd'hui dans l'amélioration de l'intelligibilité en milieu bruyant ?
L'audioprothésiste a-t'il sa place et l'aura-t'il encore dans quelques années ?
Voici la liste non exhaustive des aides auditives qui seront présentées dans cet article. Nous avons essayé d'y faire figurer les appareils les plus marquants de leur génération au niveau technologique, en tentant d'y représenter tous les fabricants (figure 1) :

Figure 1 - Ligne de temps des modèles testés

Technique de mesure objective

Afin de comparer en toute objectivité les appareils, c'est à dire sans faire intervenir des malentendants, nous avons utilisé une méthode d'extraction du bruit et de la parole à la sortie des aides auditives : la méthode d'inversion de phase d'Hagerman et Olofsson, décrite en 2004 (Hagerman, Björn; Olofsson, Hagerman, & Olofsson, 2004).
Elle consiste en 3 mesures à l'origine, et suppose que les appareils soient testés dans des conditions de réglages similaires et strictes, en cabine insonorisée ou au caisson.
La technique initiale d'Hagerman et Olofsson a été raffinée en 2012 et 2017 (C. W. Miller, Bentler, Wu, Lewis, & Tremblay, 2017; C. Miller, Wu, Bentler, & Tremblay, 2012), par le calcul d'un indice de qualité de l'extraction, permettant de savoir si le calcul mathématique final est bon, c'est à dire si le signal a bien été séparé du bruit.

Cette méthode se devait d'être robuste, valide mais également réaliste dans les signaux de mesure. Nous avons donc utilisé un signal de parole, appelé « NFIMfrench », qui est la voix française de l'ISTS (et de même densité spectrale de niveau que ce dernier), et un bruit totalement corrélé au signal, c'est à dire ayant également la même densité spectrale de niveau que le signal de parole, afin que le rapport signal/bruit soit strictement identique à toutes les fréquences.
Le bruit est un mélange de 4 ISTS, créant ainsi un babillage incompréhensible et de facteur de crête deux fois moins important que celui du signal. Une densité spectrale des deux signaux identiques en tous points du spectre garantit un rapport signal/bruit constant à toutes les fréquences (figure 2) :

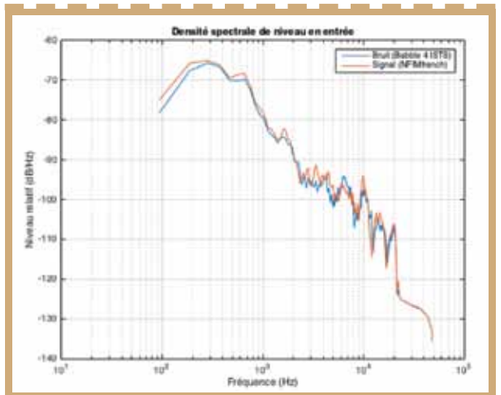


Figure 2 - Densités spectrales comparées du signal et du bruit

Franck LECLERE, en 2014 (Leclère, 2014) et jusqu'à aujourd'hui, a proposé une automatisation de la méthode d'extraction, qui se faisait au départ d'une façon beaucoup plus laborieuse par alignement « visuel » des signaux.
Tous les signaux sont maintenant alignés sur leurs structures temporelles fines ou leurs enveloppes (au choix), puis séparés de manière automatique à partir de 3 mesures ; un critère de qualité calculé à chaque rapport signal/bruit, permettant de savoir si l'extraction est correcte.

Egalement, à partir d'un enregistrement parallèle effectué par un microphone de référence, un calcul des gains apportés au signal et au bruit, et à chaque RSB, est effectué.
Ce calcul de gains est d'une grande importance, car il va permettre de constater ou non le traitement « écologique » du signal par l'aide auditive. Nous y reviendrons plus loin.

Au final, nous obtenons la carte d'identité d'une aide auditive, c'est à dire son comportement dans le bruit.
Nous avons donc trois critères de « qualité » du traitement du signal :
- L'amélioration éventuelle dans le bruit du modèle
- Les gains respectifs du signal et du bruit, donc la différentiation du signal et du bruit par l'appareil
- Le niveau d'enclenchement de tous ces algorithmes en fonction du niveau de bruit

Tous les appareils ont été réglés avec leur formule propriétaire, c'est à dire celle du fabricant, et en supposant un patient « expérimenté » (100% du gain cible).

Afin de comparer des choses comparables entre elles, les réglages ont été réalisés sur la base d'un même audiogramme, de pente 10dB/octave (figure 3) :

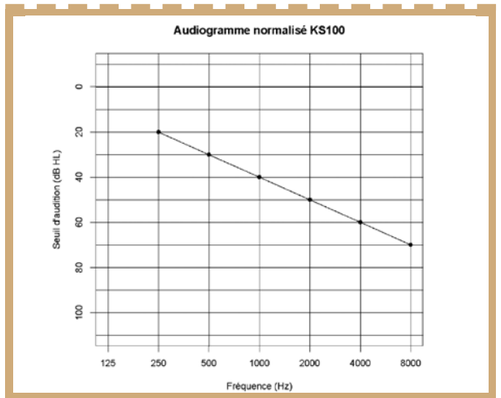


Figure 3 - Audiogramme de référence pour le réglage des appareils testés

Les ratios de compression du fabricant n'ont pas été modifiés, mais tous les appareils ont été réglés en bande passante similaire (de 250 à 6000Hz), sur une cible REAR à 65dB SPL d'entrée, mesurée au coupleur de 0,4cc.
La base de calcul de bande passante à 65dB SPL d'entrée a été donnée par la méthodologie DSL 5.0b, en supposant que le seuil ait été obtenu aux inserts. Tous ces réglages initiaux ont été mesurés en chaîne de mesure Verifit2.
Les aides auditives testées ici l'ont été en coupleur fermé. La méthode d'inversion de phase d'Hagerman et Olofsson pouvant être difficilement réalisée en couplage ouvert. C'est une des limites de cette méthode, et donc de cette étude, qui ne s'intéresse ainsi qu'aux algorithmes et à leurs effets, et non aux facteurs extérieurs (les couplages, par exemple) pouvant avoir une influence sur les performances finales. Une fois réglés, les appareils ont été mesurés en champ libre quasi-direct, le signal étant envoyé de face, à 0° et le bruit à l'arrière à 180°.
Les extractions se font avec Matlab, l'analyse post extraction se faisant avec le logiciel statistique R et le tableur Excel.

On peut légitimement se demander si la mesure et l'extraction sont fiables. C'est à dire si les résultats sont répétables sur plusieurs jours et plusieurs numéros de série par exemple.
Par exemple ici, le modèle OTICON Opn a été testé trois jours non consécutifs, et avec deux appareils différents (figure 4) :

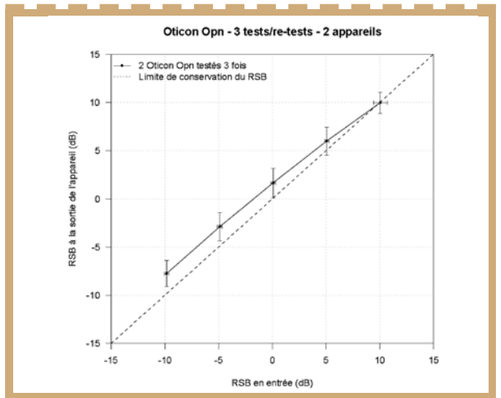


Figure 4 - 3 tests sur 3 jours de deux appareils identiques

On constate que l'ajustement en cabine des niveaux atteints à long terme est très reproductible (barres de dispersion/1 écart type, horizontales).

On constate également que le comportement des appareils sur plusieurs jours est également reproductible à 1dB près (barres de dispersion/1 écart type, verticales).

On notera cependant une certaine variabilité des comportements à l'approche de certains RSB et pour certains fabricants. Ce sont des phénomènes d'hystérésis ou de logique floue que nous détaillerons par la suite.

Effets explorés

Nous nous sommes intéressés, par manque de temps, à la description de traitements du signal marquants et très spécifiques de ces deux dernières décennies (figure 5) :

Figure 5 - Effets explorés

Nous ne voulions pas qu'il y ait méprise sur les résultats exposés ici. Il ne s'agit surtout pas de dire que le plus « fort » est le meilleur. Certains des appareils présentés ici peuvent surprendre dans un sens comme dans l'autre, mais nous pensons qu'il faut se garder d'en dégager une ligne de conduite unique.
Nous pouvons travailler avec des modèles qui ne sont peut-être pas les plus efficients en milieux bruyants, mais dont le confort sera recherché par nos patients. Réciproquement, un modèle très performant dans le bruit, mais très riche en informations, ne serait pas forcément bien toléré par tous, mais recherché par certains patients.
L'audioprothésiste, au regard de ces résultats et de son expérience, doit être capable de proposer la meilleure solution en fonction de la typologie de son patient, de ses attentes.

Egalement, nous voulions vous monter que nous, audioprothésistes, pouvons avoir un effet délétère sur les performances d'une aide auditive, par le couplage choisi, ou par exemple, la compression utilisée.

Tout ceci devrait nous permettre de savoir quel est notre avenir dans la chaîne entre le fabricant et le patient, pour les années qui viennent.
Nous reviendrons vers nos patients, de deux façons :
- Au regard des performances actuelles, que ressentent-ils ? Et que sont-ils venus chercher d'ailleurs ?
- Si un jour ils ont la « main » sur leurs réglages, que vont-ils pouvoir faire ? Pourront-ils réellement profiter de l'amélioration potentielle des appareils dans le bruit s'ils effectuent les réglages eux-mêmes ?

Performances sur les 20 dernières années

Nous pouvons dire avec certitude que de 1996 à 2006, il existait de très grandes disparités entre fabricants et modèles, les écarts types de performances étant très grands. Les appareils de l'époque amélioraient le RSB en moyenne de 1 à 3dB. Certains le dégradaient, alors quelques-uns l'amélioraient de plus de 5dB déjà.

De 2006 à 2017, les appareils améliorent en moyenne le RSB de 2 à 4dB. Quasiment plus aucun modèle ne dégrade le RSB. On trouve des modèles qui améliorent le RSB de 6 à 8dB (figure 6).

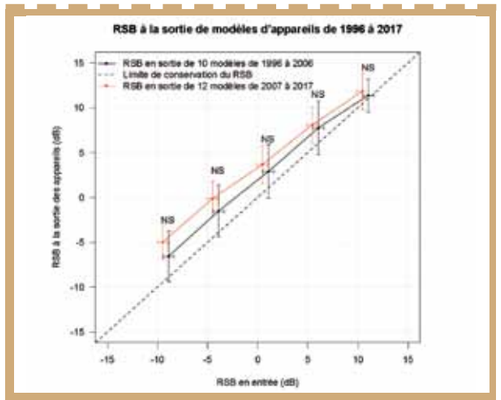


Figure 6 - Performances comparées des deux dernières décennies

Vous l'aurez peut-être « ressenti » à défaut de l'avoir mesuré : les modèles d'aides auditives de ces deux dernières années semblent apporter une amélioration notable de l'intelligibilité dans le bruit, ou en tout cas du confort dans le bruit.

Nous avons donc isolé les appareils de la première décennie et 8 modèles des deux dernières années.

Le test statistique indique alors que ces différences sont significatives jusqu'à 0dB de RSB (figure 7).

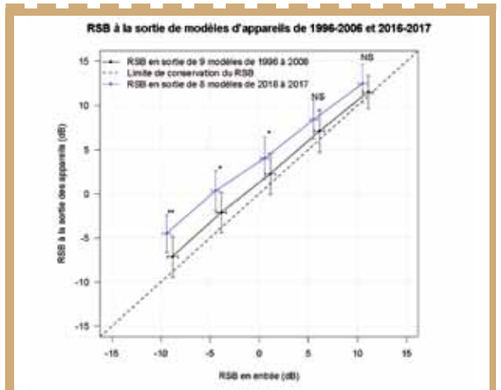


Figure 7 - Performances comparées des appareils de la première décennie numérique et des deux dernières années

Années 1996 et suivantes : apport du numérique sur l'analogique

Effet du microphone directionnel

Valente et son équipe en 1999 (Valente, Sweetow, Potts, & Bingea, 1999) étudient les performances du numérique sur l'analogique

sous l'angle de l'intelligibilité de la parole dans le bruit. 40 adultes ont été testés, avec une surdité bilatérale symétrique de perception moyenne à sévère sur 2 sites (moyenne d'âge de 71.2 ans sur le site 1 et de 66.5 ans sur le site 2).
Tous les patients étaient déjà appareillés binauralement (avec au moins 6 moins d'ancienneté d'appareillage) et satisfaits de leurs aides auditives. Les patients n'étaient pas informés du traitement du signal étudié.
Le SPIN test (Speech in Noise Test) était réalisé aux RSB -7, 0 et +7dB et aux 3 conditions suivantes :
1. Avec appareils du patient,
2. Avec Widex C8 (micro omni directionnel),
3. Avec Widex C9 directionnels (micro directionnel).

Les patients étaient également soumis à un questionnaire.
Aucune différence significative n'a été mesurée entre les appareils des patients et les C8 (omnidirectionnels).
Une différence significative a été mesurée entre les résultats obtenus avec les C9 (directionnels) comparativement aux C8, mais aussi par rapport aux propres aides auditives du patient (analogiques).
Le questionnaire a montré également une préférence significative des C9 par rapport aux aides auditives des patients à l'issue de 30 jours d'utilisation. L'amélioration constatée est ainsi à rapprocher de la directivité des microphones et non de la numérisation du signal.
Les performances dans le bruit du C9 étaient les suivantes (figure 8) :

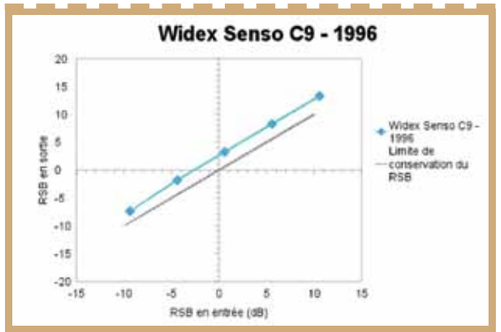


Figure 8 - Performances dans le bruit du Widex Senso C8

L'amélioration du RSB à la sortie de l'appareil est d'environ 3dB.
L'effet « numérique » n'est pas évident. Nous verrons également que la compression WDRC du signal peut avoir un effet délétère sur le RSB à la sortie de l'appareil, contrairement à un système analogique moins complexe.
Pourtant, dès sa sortie, la littérature de l'époque lui donne un avantage et induit nos comportements d'audioprothésistes en nous laissant penser que « numérique » = « performance ».

L'équipe d'Amlani réalise en 2001 (Amlani, 2001) une méta-analyse sur les aides auditives avec microphone directionnel (que ces aides auditives soient analogiques ou numériques) et leur bénéfice pour le patient malentendant en terme de rapport signal/bruit pour atteindre 50% d'intelligibilité. Les données de 18 publications de la période 1983-1999 ont ainsi été regroupées (incluant 72 conditions de tests pour les ACA avec microphone omniDirectionnel et 74 conditions pour les ACA avec microphone directionnel)
La valeur du RSB pour obtenir 50% d'intelligibilité (SRT ou Speech Reception Threshold) est de :
- Microphone OmniDirectionnel : +1.1 dB de RSB
- Microphone Directionnel : - 2.6 dB de RSB

On peut ainsi quantifier l'avantage de la directionnalité (+4 dB d'amélioration) comme statistiquement significative (conditions non réverbérantes ; temps de réverbération < 600 ms).

Effet de la compression du signal

En 2002, la majorité des aides auditives qu'elles soient analogiques programmables ou numériques utilisent désormais la compression (Souza, 2002). La compression a pour objectifs connus de : limiter le niveau de sortie, normaliser la sonie, améliorer l'intelligibilité de la parole.

Mais qu'en est-il dans le bruit ?

Un grand nombre d'études (Souza, 2002) arrivent à la conclusion que **la compression n'apporte pas plus de bénéfices dans le bruit qu'une amplification linéaire**.

En ce qui concerne le taux de compression : Boike et Souza en 2006 (Souza, Jenstad, & Boike, 2006) mesurent la reconnaissance de phrases pour des taux de compression allant de 1 à 10.
Pour chaque condition, une évaluation subjective était réalisée au travers d'un questionnaire
Les phrases étaient présentées dans le calme et dans le bruit à un RSB de +10 dB. Dans le calme, l'augmentation du taux de compression n'a pas eu d'effet sur l'intelligibilité de la parole. Par contre, en présence d'un bruit de fond, une diminution des performances a été constatée au fur et à mesure de l'augmentation du taux de compression (figure 9).

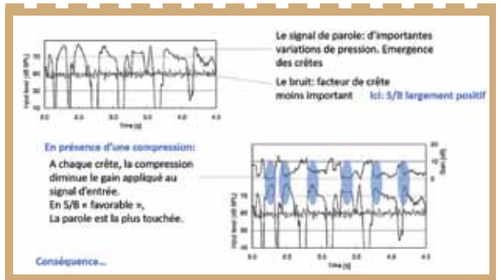


Figure 9 - Effet de la compression sur le signal "utile"

Les aides auditives actuelles sont capables d'une analyse extrêmement rapide du signal. On parle même dans certains cas d'une compression « phonémique » capable de s'enclencher dans des temps de l'ordre de quelques millisecondes. En parallèle, il n'est pas rare de pouvoir proposer des taux de compression allant jusqu'à un facteur 5.
Une étude de 2009 (Naylor & Johannesson, 2009) a testé le rapport signal sur bruit en sortie de diverses aides auditives en faisant varier ce rapport à l'entrée :
- Quels facteurs du réglage, en dehors des algorithmes utilisés (désactivés ici), influencent négativement le rapport signal sur bruit en sortie de l'aide auditive ?
- Et donc, dans quelle mesure un audiologiste ou un audioprothésiste peuvent dégrader le rapport signal sur bruit en sortie d'une aide auditive ?

La parole, naturellement, présente des fluctuations d'intensité très importantes, de plus de 30dB SPL. Un bruit de fond (plusieurs voix, moteur, etc.), beaucoup moins. On dit que le facteur de crête du bruit (différence entre son niveau moyen et son niveau de crête) est plus faible que celui de la parole. C'est un moyen efficace pour une aide auditive de différentiation qualitative des signaux.

Une compression rapide et importante à chaque variation du signal vocal, aura tendance à diminuer le gain et donc à lisser les crêtes ; et ce, d'autant plus que le rapport signal sur bruit sera favorable (situations à bruit faible).

Conséquence : alors que la situation était favorable (peu de bruit et voix émergente), le rapport signal/bruit en sortie de l'aide auditive est dégradé. Au-delà d'un facteur de compression de 2, cette dégradation du S/B atteint 3 à 5dB, au moins autant que ce que peut améliorer un microphone directionnel (figure 10).

L'effet d'une compression WDRC ou EDRC trop forte et/ou trop rapide annule totalement le potentiel du microphone directionnel. On peut donc dire que les premiers numériques, qui exploitaient quasiment tous une compression WDRC, détérioraient par nature le RSB (figure 10).

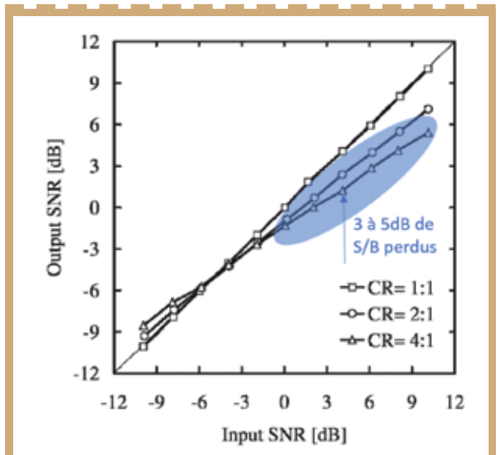


Figure 10 - Effet du taux de compression sur le RSB en sortie d'aide auditive

Analyse automatique de l'environnement sonore

C'est l'évolution suivante, à la charnière de la première décennie numérique. Les appareils commencent à pouvoir détecter l'environnement sonore, et à prendre une décision de directionnalité et/ou de réduction du bruit.

Nous l'avons vu précédemment, il ne suffit pas qu'un appareil soit numérique, ni qu'il ait une directionnalité, pour qu'il améliore le RSB à la sortie.

Cette directionnalité peut ne pas s'enclencher du tout (l'appareil n'a pas jugé bon de le faire), et une compression trop importante peut détériorer le RSB en sortie par lissage des crêtes.

Ces modèles de 2000 à 2006 détériorent le RSB, ou en tout cas le maintiennent à peine à celui de l'entrée, alors qu'ils ont tous un microphone directionnel. Mais ce microphone ne s'est pas enclenché, car le bruit n'était pas assez stationnaire. On notera également sur tous ces modèles une dégradation du RSB à cause du traitement WDRC (compression du signal) (figure 11) :

Appareillage en couplage ouvert (appareillage « open »)

Les avantages de cette « nouvelle technologie » sont nombreux. Entre autres, une réduction de l'effet d'occlusion et une meilleure perception de la propre voix du patient. Ils facilitent indéniablement le confort et l'accoutumance de nos patients.
Cependant, l'ouverture des conduits auditifs n'est pas sans conséquence en particulier sur le bénéfice des microphones directionnels et des réducteurs de bruit.

Magnusson en 2013 (Magnusson, Claesson, Persson, & Tengstrand, 2013) étudie et synthétise l'effet de divers couplages et traitement du signal :

1. L'appareillage auditif « Open » en omni-directionnel n'apporte pas d'amélioration sur la reconnaissance de la parole dans le bruit en comparaison à une condition non appareillé
2. La directionnalité fixe sur un appareillage améliore les performances de reconnaissance de la parole dans le bruit
3. Mais l'ajout d'un réducteur de bruit à un microphone directionnel n'apporte pas de bénéfice supplémentaire
4. Si on compare les scores obtenus en embouts fermés vs appareillage Open, on obtient une différence statistiquement significative de +3.3 dB du seuil d'intelligibilité (p>0.001) avec embouts fermés.

L'avantage des réducteurs de bruit et des micros directionnels se trouve alors significativement réduit par l'appareillage open par rapport aux embouts conventionnels plus fermés.

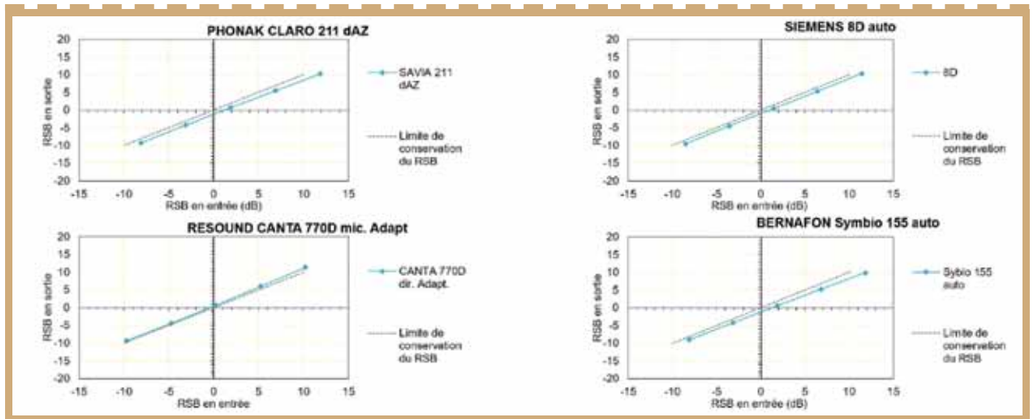


Figure 11 - RSB première décennie et détection automatique des environnements

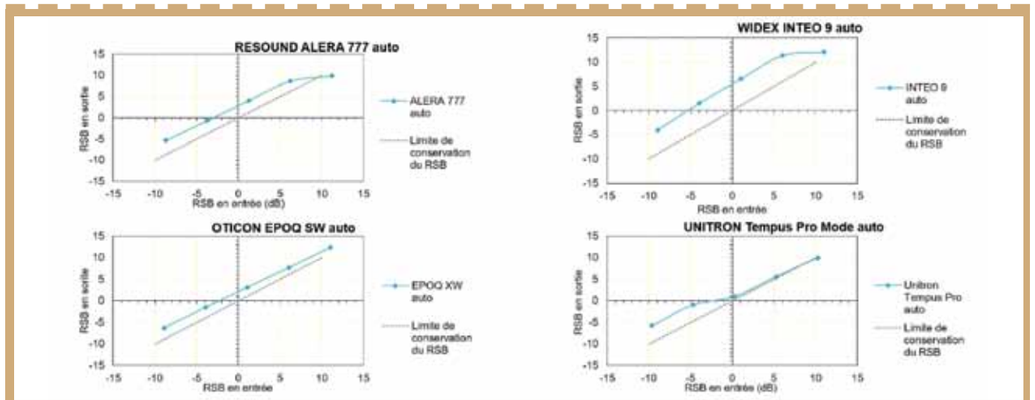


Figure 12 - Performances du début à la fin de la deuxième décennie numérique

Pour résumer, appareiller en couplage ouvert c'est :
- Dégrader la courbe de réponse en fréquence
- Perdre 6dB d'indice de directivité dans les basses fréquences
- Faire perdre au patient 3dB de RSB

Détection qualitative des environnements sonores

La seconde décennie va voir l'apparition d'une forme de détection plus raffinée des environnements sonores.

Les appareils ne vont plus forcément se baser sur un niveau sonore avant/arrière, mais sur une typologie d'environnement sonore.
Parole seule, parole et bruit, bruit seul, musique, etc..., les appareils prennent des décisions graduelles et intermédiaires quant à l'utilisation du microphone directionnel, du type de directivité, de l'effet plus ou moins prononcé du réducteur de bruit.

On va donc retrouver, avec les appareils de la seconde décennie numérique, des comportements plus appropriés face au bruit ambiant. Les appareils prennent de meilleures décisions, mais ne prennent pas tous les mêmes décisions aux mêmes moments.

Le RESOUND et le WIDEX attendront +5dB de RSB en entrée pour désactiver leur effet directionnel, alors qu'UNITRON désactivera sa directionnalité à 0dB de RSB en entrée. OTICON maintiendra un effet directionnel constant, mais le réducteur de bruit s'atténuera progressivement.

On notera quand même de grandes disparités dans les performances en sortie. Ces appareils étant dotés de microphones directionnels proches, il est possible que leurs réducteurs de bruit, ainsi que l'impact de leurs compressions, soit réellement différents d'un fabricant à l'autre, puisque pour un même RSB en entrée, le RSB en sortie peut varier du simple au double (figure 12) :

Ecologie du traitement du signal

Parallèlement à des améliorations apportées par les fabricants, nous pouvons constater que l'algorithme peut avoir un effet délétère sur le signal. Nous sommes en effet à des niveaux d'amélioration, certes confortables, mais à deux ou trois décibels près, un réducteur de bruit peut « emporter » une partie du signal, et donc faire régresser les performances de l'appareil.
C'est ce que nous appelons l'« écologie du traitement du signal », indépendante des réglages de l'audioprothésiste.

Les aides auditives modernes peuvent à la fois présenter une hyper-directivité microphonique, mais également un réducteur de bruit extrêmement performant.

Dans le cas du Phonak B90-R, le passage en hyper-directionnel, couplé à une énorme réduction du bruit, va amener un confort certain au patient. Cependant, ce réducteur de bruit et l'hyper-directionnalité vont également atteindre l'amplification apportée au

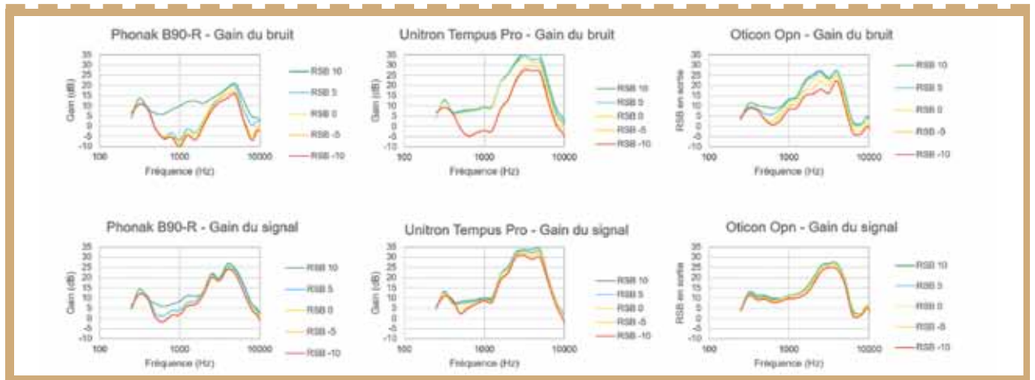


Figure 13 - Ecologie de traitement du signal et son impact sur le gain du signal utile

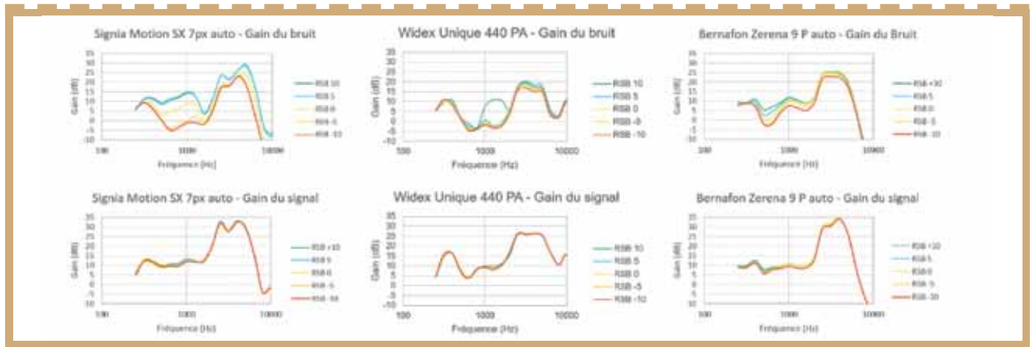


Figure 14 - Traitements du signal non destructifs du signal

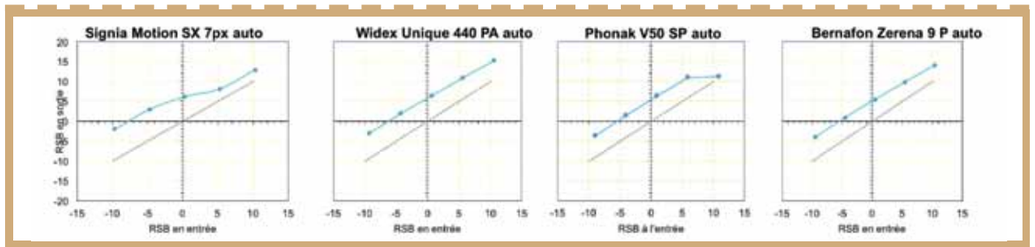


Figure 15 - RSB en sortie d'aides auditives non-destructives du signal utile

signal vocal utile, faisant perdre en efficacité dans le bruit. Son petit frère, le V50, ne présente curieusement pas ce problème !

L'Unitron présente quasiment le même effet, mais à partir de de 0dB de RSB.

Le cas de l'OTICON Opn est à nuancer... OTICON a choisi la voie la plus dure : dans son réglage par défaut, sans s'aider de la directivité microphonique, il mise sur un « nettoyage » du bruit dans la parole. Il a de fait un des meilleurs algorithmes de débruitage. Mais, dans son « nettoyage », il emporte, ne serait-ce que 2 dB de gain apporté à la parole, lui faisant donc perdre mathématiquement 2dB de RSB à la sortie, le tout sans directivité.
C'est à la fois un traitement du signal réellement performant, mais très ambitieux pour l'instant sans l'aide d'une directivité (figure 13) :

Ne pas dégrader : la meilleure façon d'améliorer le RSB

Les trois appareils de la figure 14 présentent un traitement « écologique du signal ». C'est à dire que la directivité ou la réduction du bruit n'affectent pas le signal, quelles que soient leurs puissances d'actions.

Le Signia présente à la fois une directivité très marquée et un réducteur de bruit audible et fort, mais le signal n'est quasiment pas impacté.

Le Widex Unique 440 présente dès le départ une directivité très marquée de -10 à +10dB de RSB en entrée, associée à un réducteur de bruit jusqu'à +5dB de RSB. Aucun impact notable sur le signal.

Le Bernafon Zerena 9 s'appuie sur une directivité microphonique pour épauler son réducteur de bruit. Le débruitage a donc lieu dans la direction du bruit, sans impact sur le signal (figure 14) :

Voici 4 appareils actuels (figure 15), qui, par des méthodes très différentes et des choix d'algorithmes très différents, améliorent par leurs réglages de base de le RSB de plus de 5dB. Nous sommes quasiment certains de ne pas avoir un effet uniquement directionnel ; également, il n'y a pas d'effet délétère de la compression ou du réducteur de bruit comme nous l'avons vu précédemment.
Il s'agit des effets conjugués :
1. D'une directionnalité efficace
2. D'un réducteur de bruit
3. D'une écologie de traitement du signal (réducteur de bruit sans impact sur le signal « utile »)

Synthèse

Le bilan de la première décennie est mitigé.
Sous l'angle de l'amélioration du rapport signal/bruit, le numérique n'a initialement pas apporté l'amélioration escomptée, voire même, avec l'arrivée de la compression WDRC, il a plutôt été synonyme de dégradation, tout comme l'arrivée des appareillages Open a pu faire perdre de l'efficacité dans le bruit.
Les progrès concernant cette première période sont essentiellement apportés par la directionnalité microphonique.
Durant la 2ème décennie, cette directionnalité microphonique devient automatique et progressivement efficiente en s'appuyant sur la détection d'environnements.
Les algorithmes de traitement du signal ont fait d'énormes progrès ces 5 dernières années, mais parfois avec un traitement un peu trop ambitieux qui n'est pas sans conséquences.

Le choix prothétique, l'activation de tel ou tel réducteur de bruit à tel ou tel niveau, le choix de l'évent ou du dôme ouvrant plus ou moins le conduit auditif, ... tous ces actes qui constituent notre pratique

courante ont potentiellement un impact sur le rapport signal/bruit et l'intelligibilité de nos patients dans les situations bruyantes.

L'audioprothésiste, par son réglage peut avoir un rôle non négligeable dans la performance dans le bruit d'une aide auditive ; trop de compression, trop d'ouverture, ou les deux, et très rapidement ce sont quelques dB d'amélioration du RSB qui s'envolent.

Cette amélioration est réelle, mais très ténue. Il suffit de très peu de choses pour la réduire considérablement. Nous avons vu que même les fabricants eux-mêmes, dans les choix de traitement du signal qu'ils peuvent faire, ont un impact possible sur le RSB final.

Et quand bien même tous les éléments seraient réunis pour que la performance soit au rendez-vous (c'est à dire un couplage adéquat, un réglage pertinent, un circuit performant), au final, les patients n'ont pas forcément le ressenti correct de leur performance. Charge à nous d'être présents physiquement et d'être pédagogues en aval. Donc l'audioprothésiste a un rôle, un vrai rôle au début de l'adaptation, mais aussi tout au long de cet appareillage.

Intelligibilité et ressenti des patients

Si nous leur apportons le maximum de performances, nos patients se rendent-ils compte de leurs performances dans le bruit ?

Julian CANTEGRIT, étudiant de D.E. d'Audioprothésiste à Cahors, diplômé cette année, a tout d'abord « étalonné » une cabine avec 20 sujets normo-entendants pour un test de phrases dans le bruit : le FRAMATRIX. Une courbe de référence a été établie, avec son intervalle de confiance comprenant 95% de ces sujets testés (Cantegrit, 2017). Ensuite, il a testé plus d'une trentaine de malentendants appareillés, afin de les comparer à cette courbe dite « de normalité ».

De ces malentendants testés, 15 ont été extraits, dont les performances avec appareillage se retrouvaient au niveau de celles des normo-entendants. Une question leur a été posée : « Où situez-vous votre intelligibilité par rapport à la normale ? », sur une échelle de 1 (inférieure) à 5 (supérieure) :

Malgré des résultats tout à fait dans la limite de l'audition normale dans le bruit, les malentendants appareillés n'ont pas conscience de leur performance. Ils se sous-estiment, ou idéalisent l'audition « normale ».

Réglages réalisés par les patients et par l'audiologiste

En 2012, Boymans et Dreschler (Boymans & Dreschler, 2012) réalisent une étude multicentrique (4 centres d'appareillage) auprès de 73 patients avec perte auditive moyennes à sévères bilatérales et symétriques en appareillage binaural.

Des mesures objectives (REIG, audiométrie vocale dans le calme et dans le bruit) et subjectives (questionnaire, profil Amplifit) ont été réalisées pour chaque patient.

Les réglages « audiologiste » étaient basés sur des mesures in-vivo et le pré-réglage NAL-NL1

Les réglages « patient » utilisaient comme support le système Amplifit II avec pour point de départ le préréglage fabricant. Les patients étaient sollicités pour sélectionner des vidéos représentatives de leur quotidien sonore (6 catégories : parole dans le calme, parole dans le bruit, dans un milieu réverbérant, intensité des sons faibles, des sons forts, qualité du son). Des réglages fins étaient alors réalisés jusqu'à ce que le patient se déclare satisfait du réglage proposé pour ces conditions sonores re-visionnées à chaque modification de réglages.

La question posée par cette équipe de recherche : « Existe-t-il des différences entre les gains obtenus avec le réglage « audiologiste » et le réglage « patient », et dans quelle mesure ces différences agissent sur le résultat objectif (intelligibilité de la parole) et le résultat subjectif (confort) ? ».

A l'issue de 2 périodes d'essais, 67% des patients préfèraient le réglage « audiologiste », 18% le réglage « patient » et 15% n'avaient pas de préférence.

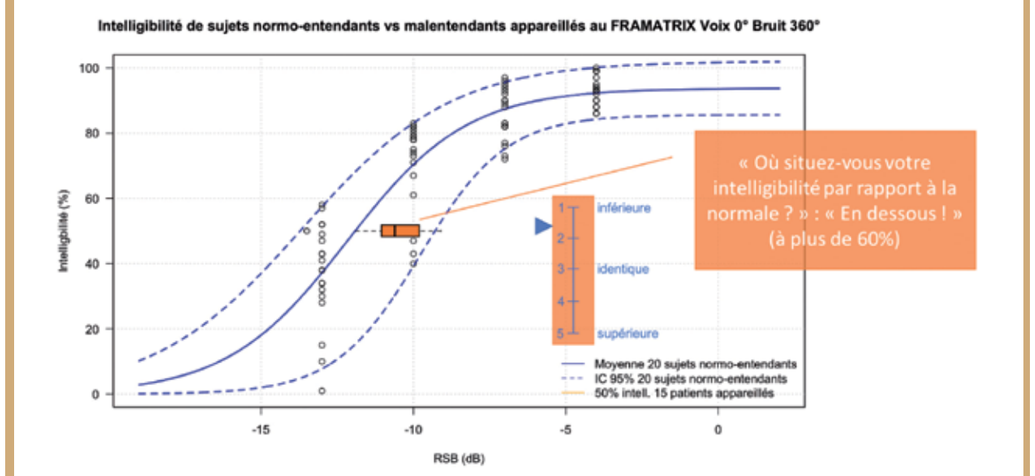


Figure 16 - Intelligibilité ressentie par des patients appareillés

Une analyse plus détaillée des résultats révèlent que le gain prothétique tonal (en particulier sur le 1000 et le 2000 Hz) ainsi que les seuils d'intelligibilité mesurés dans le calme et dans le bruit étaient supérieurs avec le réglage audiologiste.

Le jugement subjectif a également montré une meilleure perception de la parole dans le calme, dans le bruit et dans les milieux réverbérants ainsi qu'une meilleure qualité du son avec le réglage « audiologiste ». L'analyse des questionnaires a révélé une meilleure localisation.

Seul le ressenti subjectif du confort vis-à-vis des sons forts était meilleur avec le réglage patient (questionnaires AIADH et APHAB).

Les résultats étaient plus marqués encore en faveur du réglage-audiologiste pour les primo-appareillés.

On peut en conclure, que lorsque les patients ont « la main » sur leurs réglages, ils privilégient le confort au détriment de l'efficacité. Ils n'ont également pas forcément la notion de progressivité du réglage, c'est à dire de la période progressive de passage d'une amplification légère à une amplification plus efficace.

Conclusion

Nous avons voulu dresser un état des lieux des performances techniques des appareils auditifs sur ces 20 dernières années.

L'idée n'était pas d'établir un « classement » des performances, mais plutôt de montrer que la numérisation du traitement du signal n'a d'abord pas forcément été synonyme de performance, et que les fabricants ont dû au préalable, régler beaucoup d'aspects destructeurs du RSB.

De leur côté, les audioprothésistes, par les possibilités qui leur étaient offertes (couplage, compressions), ont pu avoir leur rôle dans une diminution des performances dans le bruit de leurs patients.

On notera encore aujourd'hui des algorithmes, indépendamment de nos réglages, qui peuvent avoir un impact sur le signal « utile ».

Tout cela relève donc d'une « écologie », comme nous l'avons dit, c'est à dire d'un juste équilibre entre le réglage, l'algorithme et l'accompagnement d'un patient à long terme, ce qui va l'amener progressivement vers un réglage efficient pour lui.

Les aides auditives actuelles sont performantes, et assez différentes dans leurs approches les unes des autres. C'est ce que nous appelons « typologie » des appareils.

Il n'y a pas de conduite unique à tenir, mais un choix à faire, en fonction de ce que nous connaissons des particularités de chaque appareil et des demandes de chaque patient.

Charge aux fabricants de nous renseigner suffisamment sur les performances évoluées et le comportement fin de leurs modèles pour que nous n'ayons pas à rechercher l'information nous-mêmes... Un contrôle indépendant, par exemple ?

En ce qui concerne les patients, et l'avenir de notre profession : à l'analyse des performances de toutes ces aides auditives, et de l'impact des réglages et des couplages, nous pouvons affirmer que la « bataille » de la performance dans le bruit est en passe d'être gagnée, à certaines conditions. Très peu de choses suffisent pour régresser de 10 ou 20 ans en performances ; un couplage inapproprié, une compression trop importante, etc., et très vite ce sont de 3 à 6dB d'amélioration du RSB qui disparaissent.

Que penser donc, d'un appareil vendu par correspondance, sans couplage sur mesure, et réglages effectués par leurs porteurs ? Avec compression « de sécurité » importante ? Un retour en arrière !

L'audioprothésiste et l'audiologiste ont, de notre point de vue, un avenir. Eux seuls sont à même d'accompagner un patient sur le long terme et de l'amener au réglage le plus efficace. L'audioprothésiste doit savoir s'affranchir de l'objet qu'il adapte, et rester confiant dans son métier, un métier de services, de rééducation et d'accompagnement. Nous pensons que l'audiologie prothétique a un avenir, mais qu'il faudra justifier notre utilité par des actes de plus en plus techniques, d'où l'intérêt d'une formation plus poussée dans le futur.

Bibliographie

Amlani, a M. (2001). Efficacy of directional microphone hearing aids: a meta-analytic perspective. Journal of the American Academy of Audiology, 12(4), 202–214. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11332520

Boymans, M., & Dreschler, W. A. (2012). Audiologist-Driven Versus Patient-Driven Fine Tuning of Hearing Instruments. Trends in Amplification, 16(1), 49–58. http://doi.org/10.1177/1084713811424884

Cantegrit, J. (2017). Est-ce que les patients perçoivent correctement leurs degrés de gêne en bruyant ? Université Paul Sabatier - Faculté de Médecine.

Hagerman, Björn; Olofsson, A., Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise. Acta Acustica, 90(2), 356–361. Retrieved from http://www.ingentaconnect.com/content/dav/aaua/2004/00000090/00000002/art00016

Leclère, F. (2014). Estimation du rapport Signal sur Bruit en sortie d'aide auditive; Mise en oeuvre , Application. Université de Rennes 1 - Faculté de Médecine.

Magnusson, L., Claesson, A., Persson, M., & Tengstrand, T. (2013). Speech recognition in noise using bilateral open-fit hearing aids: The limited benefit of directional microphones and noise reduction. International Journal of Audiology, 52(1), 29–36. http://doi.org/10.3109/14992027.2012.707335

Miller, C. W., Bentler, R. A., Wu, Y.-H., Lewis, J., & Tremblay, K. (2017). Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm. International Journal of Audiology, 56(8), 568–579. http://doi.org/10.1080/14992027.2017.1305128

Miller, C., Wu, Y., Bentler, R. A., & Tremblay, K. (2012). The potential for using Hagerman's phase-inversion technique with individual fittings " (Vol. 20).

Naylor, G., & Johannesson, R. B. (2009). Long-Term Signal-to-Noise Ratio at the Input and Output of Amplitude-Compression Systems. Journal of the American Academy of Audiology, 20(3), 161–171. http://doi.org/10.3766/jaaa.20.3.2

Souza, P. E. (2002). Effects of Compression on Speech Acoustics, Intelligibility, and Sound Quality. Trends in Amplification, 6(4), 131–165. http://doi.org/10.1177/108471380200600402

Souza, P. E., Jenstad, L. M., & Boike, K. T. (2006). Measuring the acoustic effects of compression amplification on speech in noise. The Journal of the Acoustical Society of America, 119(1), 41–44. http://doi.org/10.1121/1.2108861

Valente, M., Sweetow, R., Potts, L. G., & Bingea, B. (1999). Digital Versus Analog Signal Processing : Effect of Directional Microphone. Journal of the American Academy of Audiology, 150(10), 133–150.

Métrologie actuelle et future

David COLIN Audioprothésiste, docteur en Neurosciences, Responsable des études en Audioprothèse, Université Lyon 1
david.colin@univ-lyon1.fr

Mesurer le signal acoustique en sortie d'appareil auditif est une des préoccupations majeures en audioprothèse. La chaîne de mesure et le contrôle au coupleur des appareils ne datent pas d'hier puisque le coupleur 2cc a été développé par Romanow en 1942. Malheureusement ce coupleur est plus grand que le conduit auditif moyen. De plus lorsqu'on place l'appareil dans le conduit auditif, la cavité résiduelle se trouve considérablement réduite et rend les mesures au coupleur relativement éloignées de la réalité lorsque le patient porte ses appareils. En 1975, Johansen estime la cavité résiduelle moyenne à 0,5 cc mais la compliance du tympan implique que les phénomènes de résonnances acoustiques se rapprochent de celle d'une cavité de 0,8 cc pour les fréquences aigües et 1,3 cc pour les fréquences graves, c'est pourquoi on utilise parfois des oreilles artificielles avec plusieurs microphones pour reproduire ce qu'il se passe dans une oreille ayant des caractéristiques « moyennes ».

La Chaîne de Mesure

La chaîne de mesure fait partie du matériel obligatoire défini par le décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste (figure 1).

La chaîne de mesure permet de mesurer le niveau de sortie maximal des appareils (OSPL 90 Max), le gain maximal (FOG 50 dB ou Full On Gain). Ces mesures permettent de vérifier le bon fonctionnement des appareils. Elle permet également la visualisation de courbes d'entrée/sortie, de courbes de gain, ce qui est très utile lors du renouvellement d'appareils par exemple. Ces mesures sont représentées de façon spectrale. La seule mesure temporelle possible est la mesure des temps d'attaque et de retour d'enclenchement de la compression.

La chaîne de mesure est principalement utilisée comme un outil de vérification et permet de détecter un certain nombre de pannes grâce à la mesure du taux de distorsions harmoniques, la mesure du bruit interne ou bruit de fond équivalent. Elle permet également de vérifier l'efficacité de la directionnalité et ainsi de détecter un microphone encrassé ou encore de vérifier la consommation électrique de l'appareil. Il est également possible de mesurer les réponses au champ magnétique et de tester les bobines T.

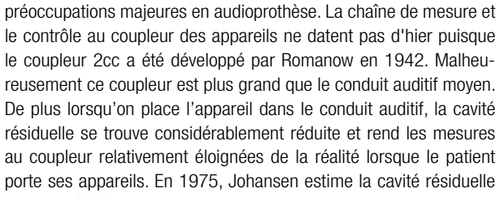


Figure 1 - Les trois chaines de mesure les plus commercialisées en France : Aurical HIT d'Otometrics, Affinity 2.0 d'Interacoustics et Unity 3 de Signia.

La chaîne de mesure apporte donc de précieuses informations mais la mesure au coupleur ne permet pas d'évaluer précisément l'amplification de l'appareil lorsqu'il est porté par le patient. En effet, l'influence de l'évent, de la profondeur d'insertion et de la cavité résiduelle influencent énormément le son qui arrivera au tympan. Pour pallier à ce problème, il faut mesurer directement la pression acoustique au tympan de l'utilisateur avec la mesure in Vivo ou effectuer une mesure du RECD.

La Mesure in Vivo

La mesure in Vivo existe depuis près de 35 ans. En 1982, Steen Rasmussen développe le Rastronics CCI-10 avec une sonde souple reliée à un microphone afin de mesurer le niveau de pression acoustique au tympan. Auparavant, des mesures de niveau de pression au tympan pouvaient être conduites en plaçant un microphone rigide dans le canal auditif, ce type de matériel était principalement utilisé en recherche (WEINER F.M. et ROSS D.A., 1946).

La mesure in Vivo reste aujourd'hui l'outil le plus fiable pour vérifier l'amplification apportée par les aides auditives. Cependant, seulement une partie des audioprothésistes utilise ces mesures pour vérifier leur appareillage. En 1991, une étude montrait que 45% des audiologistes américains l'utilisaient. Vingt ans plus tard, en 2010, une étude de Gus Mueller évoque 45% d'utilisateurs et seulement 55% parmi ceux qui ont le matériel. En France, Capucine Marmorat parle de 60% d'utilisateurs en France (Mémoire 2015). Ces valeurs proviennent d'études menées sur la base de questionnaires et du propre aveu des auteurs, il est fortement probable que les réponses récoltées souffrent d'un biais. Les fabricants évoquent plutôt le chiffre de 30% d'utilisateurs.

La mesure in Vivo permet de réaliser les mêmes mesures que la chaîne de mesure mais en effectuant cette mesure à quelques millimètres du tympan contrairement à la chaîne de mesure qui utilise un coupleur. On peut ainsi mesurer : le niveau de pression acoustique au tympan, le gain naturel de l'oreille, le gain d'insertion, la réponse de l'aide auditive, effectuer une analyse des percentiles souvent avec un signal de parole type ISTS, effectuer un Live Voicing Mapping (afin de réaliser un programme spécial pour un interlocuteur privilégié ou dans un but didactique). Il est également possible de contrôler l'efficacité de la directivité des microphones et de déceler des pannes.

La mesure in Vivo permet également de mesurer l'efficacité des réducteurs de bruits stationnaires. Cette comparaison avec les réducteurs activés ou non, permet au patient de visualiser une réduction de 3 à 8 dB selon les modèles d'appareils. Dans le même ordre d'idée, on peut également comparer les systèmes anti-larsen (de 3-15 dB suivant les marques).

La mesure in Vivo est également fort utile pour visualiser le signal modifié par les algorithmes d'abaissement fréquentiel ou encore contrôler les bruits filtrés délivrer par les appareils pour masquer les acouphènes.

La mesure in vivo n'est pas une méthode de réglage mais un outil de vérification. Les méthodes de réglages comme NAL-NL1, NAL-NL2,

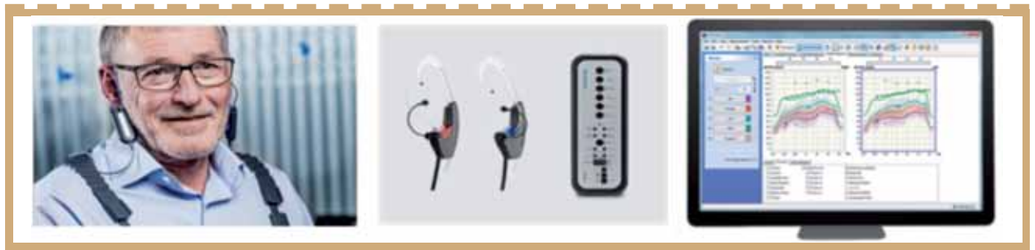


Figure 2 - Mesure in Vivo. Microphones et tubes sondes (Otometrics et Signia)

DSL v5.0 ou les formules fabricants sont nécessaires afin de déterminer des cibles.

Que mesure-t-on réellement en mesure in Vivo ?

On mesure le spectre moyen des stimuli utilisés recueillis à quelques millimètres du tympan.

Ce qui est plus intéressant que la chaîne de mesure pour contrôler l'appareillage porté par le patient. Le problème, c'est que les appareils ont de plus en plus d'algorithmes adaptatifs, que ce soit pour la compression de dynamique, pour les bruits impulsionnels, les réducteurs de bruits, les algorithmes d'abaissement fréquentiel, ou la directionnalité. Quels sont les stimuli qui vont activer ou désactiver ces algorithmes, au bout de combien de temps, et comment s'assurer de ce que l'on a mesuré ?

Il paraît donc intéressant dans les années futures d'envisager une mesure temporelle du signal. Celle-ci permettrait de rendre compte du traitement de signal effectué par les appareils en temps réel et ainsi de visualiser l'effet de tel ou tel algorithme. Une visualisation par sonagramme permettrait ainsi de déterminer le signal amplifié par l'aide auditive (signal en vert sur la figure 3). De telles visualisations sont actuellement possibles mais les mesures ne sont pas toujours faciles d'accès. Pour les réaliser, il faut utiliser un KEMAR ou placer un microphone en fond de coupleur pour enregistrer le signal temporel. Il faut ensuite faire un peu de traitement de signal pour obtenir des visualisations telles que celles obtenues par Christophe Lesimple en 2012 (figure 3). En implémentant de telles fonctions dans nos chaînes de mesures cela permettrait par exemple de visualiser le signal inaudible par le patient (en rouge sur la figure 3) et en vert ce qu'apporte l'appareil auditif ou l'activation de tel ou tel algorithme. Ce type de visualisation pourrait ensuite être couplé avec des listes vocales et ainsi mettre en parallèle le signal recueilli au tympan avec les erreurs phonétiques faites par les patients.

Enregistrer le signal temporel au tympan permettrait également de mesurer l'efficacité des débruiteurs en présence d'un signal de parole, mesurer les déformations de l'enveloppe temporelle induites par le traitement du signal effectué par l'appareil auditif.

La mesure in Vivo directement avec les appareils du patient

Grâce à la miniaturisation des microphones MEMS, il est fortement probable que les appareils auditifs futurs embarquent avec eux un microphone placé dans le conduit auditif et orienté vers le tympan. Starkey avait déjà expérimenté, il y a quelques années, un système

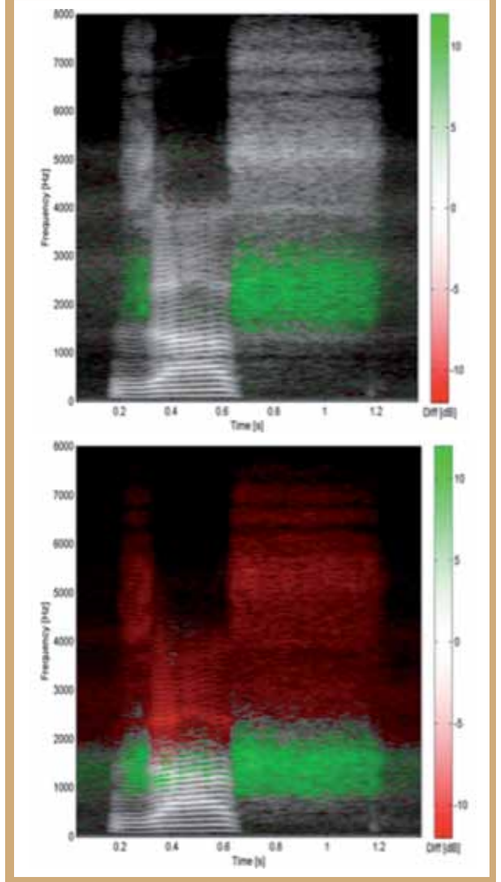


Figure 3 - Sonagrammes réalisés par Christophe Lesimple afin de visualiser les algorithmes d'abaissement fréquentiel. Cette visualisation temporelle permet de distinguer ce qui est enlevé et rajouté par l'appareil.

permettant de connecter le tube sonde sur le microphone de l'aide auditive afin d'effectuer une mesure « In Vivo Temps réel » pour les produits Xino Câbles, Wi Series, Ignite, X Series, S Series iQ, S Series, et E Series (figure 4). Ce système a été abandonné faute d'utilisateurs. Le service après-vente estime que seulement 10% des appareils avaient été réglés en utilisant ce système.

Figure 4 - Exemple de mesure in Vivo développée par Starkey avec une sonde directement placée sur le microphone de l'appareil.

Des microphones orientés vers le tympan permettraient de mesurer le niveau de pression acoustique dans le canal, d'effectuer la mesure du RECD sans avoir à placer de tube sonde. Plusieurs brevets ont été déposés en ce sens, comme celui de Wiggins and Bowie datant de 2013 pour la mesure du REAG sans équipement. Actuellement la sonde se place à environ 3mm du tympan, si la mesure est effectuée au niveau de la sortie de l'appareil auditif la distance au tympan sera nettement plus importante et il faudra modéliser ce qui se passe au niveau du tympan.

Une mesure dans le conduit en temps réel pourrait également permettre de réduire l'effet d'occlusion en détectant la voix du patient et en renvoyant avec une opposition de phase le signal capté dans le canal auditif (Mejia et al..2008). Ce qui serait un complément aux systèmes développés dernièrement par certains fabricants pour réduire la gêne due à l'auto-phonation.

Comme l'indique Harvey Dillon dans son ouvrage « Hearing Aids » (édition 2012), un microphone orienté vers le tympan pourrait également détecter le mauvais placement de l'embout ou de l'écouteur dans le conduit et ainsi alerter le patient ou corriger automatiquement la perte liée à une mauvaise insertion de l'embout.

Ce type de dispositif pourrait également servir à détecter le mauvais fonctionnement de l'écouteur, ou tout dysfonctionnement de l'appareil en contrôlant les niveaux de sortie.

Gageons que si la mesure in Vivo est rendue encore plus facile d'utilisation avec une interface intégrée aux logiciels de réglage des fabricants et avec un enregistrement effectué par l'aide auditive sans matériel supplémentaire, le nombre d'utilisateurs de la mesure in Vivo devrait augmenter fortement.

Références

Dillon Harvey (2012). Hearing Aids. Thiem. Second Edition.

Johansen P. A. (1975). "Measurement of the human ear canal," Acustica 33, 349–351.

Lesimple Christophe, Simon Barbara, Tantau Julie, Kuriger Martin, Hockley Neil (2013) « L'utilisation de spectrogrammes pour visualiser l'effet des systèmes d'abaissement fréquentiel ».

Marmorat C. (2015). Etat des lieux de la pratique de la mesure in Vivo en France. Mémoire d'audioprothèse. Ecole de Fougères.

Mejia, J., Dillon, H., & Fisher, M. (2008). Active cancellation of occlusion: An electronic vent for hearing aids and hearing protectors. The Journal of the Acoustical Society of America , 124, 235–240.

Mueller, H.G. & Bryant, M. (1991). Some overlooked uses of probe microphone measures. Seminars in Hearing, 12(1), 73-92.

Mueller, H.G. & Picou, E.M. (2010) Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures. Hearing Journal, 63(5), 27-32.

Romanow, F. F. (1942). Methods for measuring the performance of hearin aids. Journal of the Acoustical Society of America, 13, 294-304.

Wiener FM, Ross DA. The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field. J Acoust Soc Am 18(2):401–408, 1946

Wiggins, D., & Bowie, D. L. (2013). Calibrated hearing aid tuning appliance. US Patent US8437486 B2

Que peut-on attendre du traitement de signal de demain ? Audiométrie vocale et reconnaissance automatique de la parole

Lionel FONTAN Archean Technologies, Archean Labs, Montauban

Les communications de Füllgrabe (2017) et de Rembaud *et al.*. (2017), présentées dans ce numéro des Cahiers de l'Audition, mettent en avant l'importance de conduire des tests de compréhension de la parole écologiques pour estimer les difficultés que rencontrent au quotidien les personnes malentendantes dans des situations de communication verbale. Dans l'idéal, ce type de test devrait être effectué pour chaque environnement acoustique dans lequel le patient est amené à interagir fréquemment (ex. restaurant, rue) ainsi que pour chaque configuration d'audioprothèse (ex. réglage des gains pour chaque bande de fréquences) afin d'optimiser le processus de réhabilitation auditive en fonction de l'amélioration (ou non) de la compréhension de la parole que le praticien constate.

Cependant, les tests de traitement de la parole utilisés en pratique audioprothétique, auxquels on se réfère sous le terme d'audiométrie vocale, présentent de nombreux désavantages qui empêchent le praticien de conduire autant de tests qu'il le souhaiterait. Tout d'abord, les tests d'audiométrie vocale demandent du temps ; outre l'entrainement à la procédure qu'il faut mener pour éviter les effets d'apprentissage procédural, la garantie d'un score relativement fiable implique de diffuser au patient un nombre suffisant d'items pour chaque condition testée (par ex. pour chaque réglage audioprothétique ; à ce sujet voir l'étude de Moulin et al.., 2017, sur la variabilité des scores d'audiométrie vocale). Obtenir des scores fiables peut donc se révéler long et fatigant pour les patients - généralement âgés - et donc conduire à une baisse de leurs performances (par ex. d'indentification de mots), baisse totalement indépendante des réglages effectués par l'audioprothésiste. De même, les scores d'identification d'items langagiers (par ex. de mots) sont favorisés par la familiarisation avec le matériel de test (ex. Hustad, 2003) ; éviter ce biais de familiarisation suppose de disposer d'un nombre relativement conséquent d'items afin de pouvoir suffisamment varier les stimuli de test. Enfin, la plupart des tests d'audiométrie vocale disponibles fournissent des scores quantitatifs uniquement ; s'ils permettent de comparer deux conditions de diffusion (par ex. deux réglages d'audioprothèse), ils ne renseignent nullement sur les sons de parole qui posent des difficultés à l'auditeur, et donc sur les aspects temporels et fréquentiels lésés ; pourtant ce type d'information pourrait aider l'audioprothésiste dans l'affinage de ses réglages afin de restaurer au mieux l'intelligibilité de la parole pour le patient.

L'utilisation de techniques de reconnaissance automatique de la parole (RAP) pourrait permettre de dépasser les différentes limites évoquées. La RAP consiste à identifier des mots dans des signaux de parole grâce à des algorithmes informatiques utilisant des modèles acoustiques (modèles représentant la variabilité acoustique des phones de la langue cible, calculés sur des centaines d'heures de parole) et des modèles de langage (représentation des règles syntaxiques et du lexique). Si l'on connaît le message (phrase, passage) diffusé à un système de RAP, il est tout à fait possible de calculer le nombre de mots qui ont été correctement identifiés par le moteur. Ce score de reconnaissance est donc, dans sa forme, tout à fait comparable aux pourcentages de reconnaissance de mots utilisés dans la plupart des tests d'audiométrie vocale ; si les performances de RAP sont fortement associées (c'est-à-dire corrélées de manière forte et significative) aux performances d'auditeurs humains, il serait donc possible d'envisager d'utiliser la RAP pour obtenir des mesures objectives et rapides de l'intelligibilité de la parole.

La RAP a déjà été utilisée pour prédire l'intelligibilité de la parole dans le cas de troubles pathologiques non pas de perception mais de production de la parole (ex. Fontan et al.., 2015 ; Laaridh et al.., 2017 ; Pellegrini et al.., 2014, 2015). Par exemple Fontan et al.. (2015) ont enregistré des phrases prononcées par une vingtaine de locuteurs souffrant de troubles d'articulation d'origine anatomique (ex. conséquences d'ablation chirurgicale d'une partie de la langue) ou neurologique (ex. maladie de Parkinson). Ces phrases ont été évaluées par des orthophonistes et phoniatres en termes d'intelligibilité de la parole. Les mêmes phrases ont été fournies à un système de RAP dont on a mesuré les performances de reconnaissance. La comparaison des mesures humaines et automatiques montre une forte corrélation (la Figure 1 montre le rapport entre les deux mesures pour chaque phrase représentée par un point) : lorsque les experts ont jugé les phrases comme hautement intelligibles le système de RAP n'avait pas de difficulté à reconnaître les mots, et vice-versa.

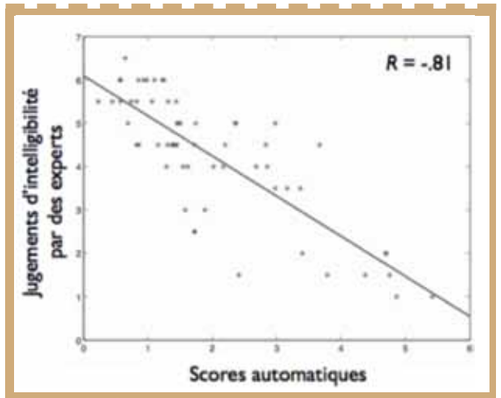


Figure 1 - Corrélation entre des jugements humains de l'intelligibilité de la parole pour des phrases prononcées par des locuteurs souffrant de troubles de l'articulation, et des scores automatiques d'intelligibilité portant sur les mêmes phrases (Fontan et al.., 2015).

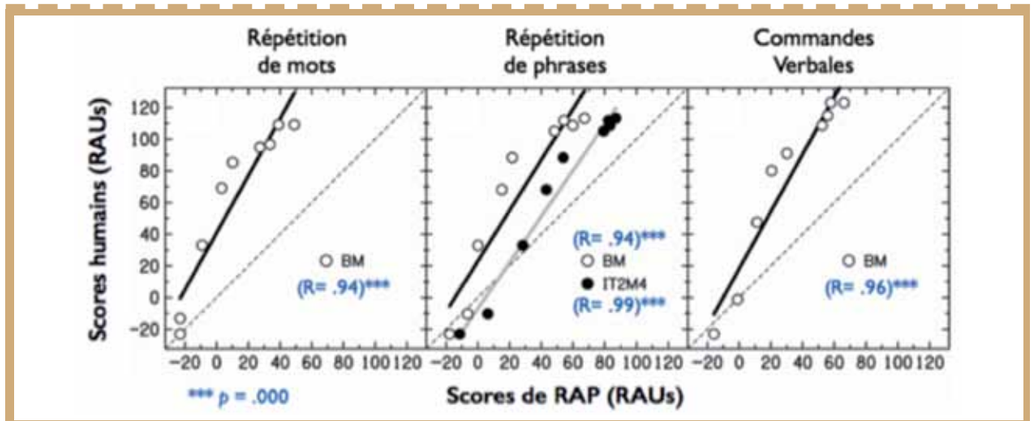


Figure 2 - Prédiction de scores d'intelligibilité et de compréhension pour des sujets normo-entendants ayant entendu des mots et phrases simulant les effets de la presbyacousie (scores transformés en *Rationale Arcsine Units* - RAUs ; Fontan et al.., 2017).

Dans le cas de troubles de l'audition, réaliser un tel système de mesure objective de l'intelligibilité de la parole est bien plus difficile, dans la mesure où l'on ne peut pas obtenir des échantillons de parole telle qu'elle est perçue par le patient après traitement par le système auditif déficient. Une solution pour pallier cette difficulté est de simuler, par un traitement du signal, les conséquences des déficits auditifs (c'est-à-dire la dégradation du signal de parole) en fonction des caractéristiques de l'atteinte du patient (par exemple, son audiogramme).

Prédiction de l'intelligibilité de la parole chez des normo-entendants avec simulation de la presbyacousie

Une première étude a été menée afin de faire la preuve de concept qu'un tel système de mesure était réalisable (Fontan et al.., 2017). Pour cela 60 jeunes normo-entendants ont entendu des listes de mots et de phrases, et devaient participer à trois tâches : répétition de mots, répétition de phrases, et réaction à des commandes verbales (déplacement d'images sur un écran d'ordinateur). Les stimuli verbaux de ces trois tests ont été dégradés par un traitement du signal afin de reproduire les effets de la presbyacousie typiquement rencontrés chez des personnes âgées de 60 à 110 ans. Pour cela, neuf audiogrammes ont été définis à partir des données de l'étude épidémiologique de Cruickshanks et al.. (1998), et ont servi de base au programme de simulation de presbyacousie de Nejime et Moore (1997). Ce programme simule, par divers traitements du signal, trois effets typiques de la perte auditive liée à l'âge : l'augmentation des seuils d'audibilité, la perte de sélectivité fréquentielle et le recrutement de sonie. La Figure 2 présente les nuages de points et les coefficients de corrélations entre les scores automatiques avec simulation de la presbyacousie et les scores humains (avec également une simulation de la presbyacousie) aux trois tests (avec deux modèles de langage différents dans le cas des phrases, voir le panneau du centre). Toutes les corrélations étaient fortes ($R \geq 0{,}94$).

Prédiction de l'intelligibilité de la parole chez des personnes âgées malentendantes

Malgré les résultats très encourageants relevés lors de la preuve de concept auprès de jeunes normo-entendants, la question de la reproductibilité de ces résultats auprès d'une population âgée malentendante était cruciale. En effet, chez les personnes âgées la compréhension de la parole peut être affectée par des déficiences auditives supraliminaires qui ne sont probablement pas complétement simulées par les algorithmes de Nejime et Moore (1997) - comme par exemple la baisse de la sensibilité à la structure temporelle fine (voir par exemple Füllgrabe, 2013), ainsi que par la dégradation de certaines performances cognitives (voir par exemple Füllgrabe et al.., 2015 ; Füllgrabe et Rosen, 2016). Il se peut donc que l'on observe plus de variabilité dans les performances de personnes âgées malentendantes que chez la population recrutée pour la preuve de concept, variabilité qui ne serait pas prédite par le système uniquement basé sur la RAP et l'algorithme de simulation de Nejime et Moore (1997).

Afin de vérifier cette hypothèse une étude de validation clinique (Fontan et al.., en préparation) a été conduite auprès de 24 auditeurs âgés (61-90 ans) présentant des pertes typiques de la presbyacousie, avec des seuils audiométriques plus élevés d'au moins 20 dB dans les hautes fréquences ($\geq$ 4 kHz) que dans les basses fréquences ($\leq$ 1 kHz). Aucune des personnes recrutées ne présentait de surdité mixte (définie par une différence entre seuils audiométriques tonaux mesurés par voie aérienne et ceux mesurés par voie osseuse $\geq$ 12 dB), ni ne présentait de trouble cognitif majeur (défini par un score au Mini-Mental State Examination - MMSE $\leq$ 26).

Les sujets ont participé à trois tests d'intelligibilité consistant à répéter, respectivement, des logatomes, des mots et des phrases. L'analyse préliminaire des résultats montre que les résultats d'intelligibilité sont corrélés de manière très significative aux scores de RAP (première ligne de la Table 1) ; la force de ces corrélations est néanmoins plus importante pour les logatomes que pour les mots, et *a fortiori* que pour les phrases.

	Logatomes	Mots	Phrases
Corrélation scores humains / RAP	$R = 0.78$, $p < 0.001$	$R = 0.70$, $p < 0.001$	$R = 0.59$, $p = 0.005$
Régression scores humains / RAP + MMSE	$R = 0.87$, $p < 0.001$ (MMSE = 32%)	$R = 0.79$, $p < 0.001$ (MMSE = 33%)	$R = 0.76$, $p = 0.004$ (MMSE = 44%)

Table 1 - Corrélations bivariées entre intelligibilité de la parole et résultats de RAP (première ligne) et résultats d'une régression linéaire combinant résultats de RAP et scores au MMSE pour la prédiction de l'intelligibilité de la parole (seconde ligne).

Fait intéressant, si l'on rajoute les scores obtenus par les patients au MMSE (scores allant de 27 à 30) aux scores de RAP pour prédire les performances des participants aux trois tests, la corrélation obtenue est plus élevée (seconde ligne de la Table 1). L'analyse des coefficients standardisés relatifs aux scores de RAP et de MMSE semblent montrer, qu'en proportion, les scores de MMSE sont davantage utiles à la prédiction des phrases (44% des coefficients standardisés) qu'à la prédiction des logatomes et des mots (32% et 33% des coefficients standardisés, respectivement).

Conclusion

Dans cette communication nous avons présenté les résultats de deux études qui ont porté sur l'utilisation de techniques de reconnaissance automatique de la parole pour la prédiction de l'intelligibilité de la parole dans le cas de la presbyacousie. Les résultats obtenus sont prometteurs et, s'ils sont confirmés par d'autres données - notamment sur la possibilité de prédire les performances de compréhension de la parole dans le bruit, pourraient à terme permettre l'élaboration d'outils de mesure rapide et fiable d'audiométrie vocale d'une grande utilité pour la pratique clinique, de même que pour la recherche et le développement dans le domaine de l'audioprothèse.

Références

Cruickshanks, K., Wiley, T., Tweed, T., Klein, B., Klein, R., Mares-Perlman, J., et Nondahl, D. (1998). Prevalence of hearing loss in older adults in Beaver Dam, Wisconsin: The epidemiology of hearing loss study. *American Journal of Epidemiology*, 148(9), 879–886.

Fontan, L., Cretin-Maitenaz, T., et Füllgrabe, C. (en préparation). Automatic speech recognition predicts speech perception in older listeners with sensorineural hearing loss.

Fontan, L., Ferrané, I., Farinas, J., Pinquier, J., Tardieu, J., Magnen, C., Gaillard, P., Aumont, X., et Füllgrabe, C. (2017). Automatic speech recognition predicts speech intelligibility and comprehension for listeners with simulated age-related hearing loss. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 60(9), 2394–2405.

Fontan, L., Pellegrini, T., Olcoz, J., et Abad, A. (2015). Predicting disordered speech comprehensibility from goodness of pronunciation scores. Dans *SLPAT 2015 – Satellite workshop of INTERSPEECH* '15. Dresde (Allemagne).

Füllgrabe, C. (2017). Au-delà de l'audiométrie tonale : Contributions auditives supraliminaires et cognitives aux difficultés de traitement de la parole chez les personnes âgées. *Les Cahiers de l'Audition*.

Füllgrabe, C. (2013). Age-dependent changes in temporal-fine-structure processing in the absence of peripheral hearing loss. *American Journal of Audiology*, 22(2), 313-315.

Füllgrabe, C., Moore, B. C. J., et Stone, M. A. (2015). Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: Contributions from auditory temporal processing and cognition. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 347.

Füllgrabe, C., et Rosen, S. (2016). On the (un)importance of working memory in speech-in-noise processing for listeners with normal hearing thresholds. *Frontiers in Psychology*, 7, 1268.

Hustad, K. C., et Cahill, M. A. (2003). Effects of presentation mode and repeated familiarization on intelligibility of dysarthric speech. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 12(2), 198–208.

Laaridh, I., Kheder, W. B., Fredouille, C., et Meunier, C. (2017). Automatic prediction of speech evaluation metrics for dysarthric speech. Dans *Proceedings of INTERSPEECH* '17, 1834–1838.

Moulin, A., Bernard, A., Tordella, L., Vergne, J., Gisbert, A., Martin, C., et Richard, C. (2017). Variability of word discrimination scores in clinical practice and consequences on their sensitivity to hearing loss. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 274(5), 2117-2124.

Nejime, Y., et Moore, B. C. J. (1997). Simulation of the effect of threshold elevation and loudness recruitment combined with reduced frequency selectivity on the intelligibility of speech in noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 102(1), 603–615.

Pellegrini, T., Fontan, L., Mauclair, J., Farinas, J., Alazard-Guiu, C., Robert, M., et Gatignol, P. (2015). Automatic assessment of speech capability loss in disordered speech. *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, 6(3), 1–14.

Pellegrini, T., Fontan, L., Mauclair, J., Farinas, J., et Robert, M. (2014). The Goodness of Pronunciation algorithm applied to disordered speech. Dans *Proceedings of INTERSPEECH* '14, 1463–1467.

Rembaud, F., Fontan, L., et Füllgrabe, C. (2017). L'audiométrie vocale en France : état des lieux. *Les Cahiers de l'Audition N°6-2017*.

L'audiométrie vocale en France : état des lieux

Frédéric REMBAUD École d'audioprothèse de Cahors, Cahors, France
Lionel FONTAN Archean Technologies, Archean Labs, Montauban, France
Christian FÜLLGRABE Medical Research Council Institute of Hearing Research, School of Medicine, The University of Nottingham, Nottingham NG7 2RD, Royaume-Uni

Introduction

Depuis ses débuts, la pratique de l'audiologie fait appel à différentes techniques d'évaluation des capacités auditives, que ce soit pour établir un diagnostic ou effectuer un bilan (par exemple pré- et post-appareillage). Les premières techniques, apparues dès le 18ème siècle et regroupées sous le terme d'acoumétrie, consistaient en une évaluation essentiellement qualitative et quelque peu informelle des performances du patient, jugées d'après son aptitude à percevoir la voix parlée ou chuchotée, le tic-tac d'une montre ou encore le son produit par un diapason (ex. Schwabach, 1885 ; Bonnier, 1899 ; Rouch, 1914). Grâce à l'arrivée de l'électricité dynamique au 19ème siècle, puis de l'amplificateur à lampe au début du 20ème siècle, les premiers audiomètres sont conçus dans les années 1920. L'audiométrie tonale devient très rapidement une méthode incontournable dans la pratique audiologique. De nouveaux tests, centrés sur la capacité du patient à percevoir et à comprendre la parole, ont alors vu le jour. Ces tests se situent dans la droite continuité des tests d'intelligibilité de la parole développés par les ingénieurs en télécommunication pour évaluer l'efficacité de canaux de communication (voir par exemple les travaux des entreprises American Telephone & Telegraph et Bell Telephone Laboratories : Campbell, 1910; Fletcher et Steinberg, 1929).

Dans le domaine de l'audiologie, les premiers tests vocaux ont été créés aux Etats-Unis d'Amérique ; certains sont utilisés afin de comparer l'efficacité d'aides auditives (ex. Carhart, 1946; Miller et al.., 1946), alors que d'autres avaient déjà clairement pour objectif l'évaluation de la performance communicative des patients atteints de surdité (ex. Hirsh et al.., 1952; Hudgins et al.., 1947). Ce sont les travaux de J.-E. Fournier qui ont permis d'introduire les tests vocaux dans le contexte de la pratique de l'audiométrie en France ; les efforts de Fournier ont rapidement été poursuivis par les travaux de Lafon (1958; 1964) et par ceux de nombreux autres auteurs (Collège National d'Audioprothèse, 2007a; 2007b). La pratique de l'audiométrie vocale s'est ainsi peu à peu ancrée chez les professionnels de santé de l'audition, jusqu'à devenir obligatoire lors de la démarche d'appareillage (Ministère de l'Economie et des Finances, 2017) — les conditions matérielles pour la conduite des tests vocaux en cabinet étant également régies par une norme (Association Française de Normalisation, 2010). De même, le recours aux listes vocales est explicitement abordé dans la formation d'audioprothésiste; le Collège National d'Audioprothèse, garant de l'enseignement et de son programme en France (Ministère de l'Enseignement Supérieur, 2001), recommande en la matière les « Précis d'Audioprothèse » (Collège National d'Audioprothèse, 2007a; 2007b), ouvrages de référence dressant la liste des matériels et procédures disponibles pour les tests vocaux en français.

Si l'on remarque donc une volonté certaine dans la législation ou l'établissement des programmes éducatifs en France de mettre en avant l'audiométrie vocale, force est de constater que cette démarche n'est pas nécessairement accompagnée de prescriptions particulières quant aux tests à pratiquer. En effet, même si des recommandations ont par exemple été faites par la Société Française d'Audiologie (2013) ou par la Haute Autorité de Santé (2008), les lois et normes françaises n'imposent pas de matériel spécifique (items linguistiques, types de bruits) ou une procédure de test à suivre.

Pourtant le choix du matériel et de la procédure de test n'est pas trivial. Pour ce qui est des items lexicaux, Moulin et al.. (2017) ont par exemple montré que les listes de Fournier et de Lafon contenaient de nombreux mots très peu fréquents en français actuel. Ces auteurs ont aussi démontré que l'utilisation de logatomes permettait des mesures de performance d'identification plus précises et reproductibles que l'utilisation de mots ou de phrases. Également, l'utilisation de différents types de matériaux linguistiques (logatomes, mots monosyllabiques ou polysyllabiques, phrases) pourraient impliquer une contribution plus ou moins importante de la cognition à la performance d'identification (pour une discussion, voir le résumé de Füllgrabe dans ce numéro des Cahiers de l'Audition), et donc le choix du système auditif à tester (périphérique ou central) devrait présider à la sélection du type de matériel linguistique adéquat.

Les procédures de diffusion (ex. calme vs. bruit) sont également cruciales, les résultats (et donc leur interprétation) dépendant fortement de la calibration du bruit (Delerce, 2015) mais aussi des processus cognitifs en jeu (Jerger et al.., 1991). Or, les conditions de diffusion en champ libre ont dramatiquement évolué depuis peu avec l'apparition de logiciels déportés (ex. Audyx, Hubsound) qui permettent à l'audioprothésiste d'élaborer ses propres tests dans le calme ou avec un bruit concurrent artificiel (bruit blanc, bruit filtré) ou écologique. L'ergonomie pour la création et la mise en place de protocoles de tests vocaux est donc grandement facilitée, ce qui a pour conséquence la diversification des pratiques.

Les enjeux du choix du matériel et de la procédure d'audiométrie vocale, la profusion de tests à disposition, la possibilité de créer des procédures de diffusion personnalisées, ainsi que l'absence de recommandations législatives et normatives font qu'il est aujourd'hui légitime de s'interroger sur la pratique réelle de l'audiométrie vocale en France : quels sont les matériels de test les plus utilisés aujourd'hui ? dans quelles conditions de diffusion (ex. de bruit, de spatialisation) ? ces tests vocaux sont-ils complétés par d'autres mesures (tests supraliminaires, tests cognitifs) ? Pour répondre à ces questions nous avons mené une enquête auprès de 298 audioprothésistes travaillant en France.

Enquête sur la pratique actuelle des audioprothésistes en France

Méthode

Une pré-enquête informelle a d'abord été réalisée auprès d'une dizaine d'audioprothésistes, actifs par leur engagement au sein de la communauté, pour déterminer la liste des tests audiométriques qui, selon eux, étaient aujourd'hui utilisés en France dans les cabinets d'audioprothèse. Il leur a aussi été demandé de porter un jugement similaire sur la nature des bruits utilisés, ainsi que sur les tests de localisation spatiale.

Cette pré-enquête a permis l'élaboration d'un questionnaire en ligne plus complet, auquel les audioprothésistes pouvaient répondre de manière anonyme. Ce questionnaire se compose de quatre parties. La première partie concerne les données du participant à l'étude : lieu de formation et mode d'exercice (indépendant, sous enseigne, salarié...). La deuxième partie enquête sur la pratique au quotidien de l'audiométrie vocale (10 questions). La troisième partie aborde les tests de localisation spatiale (trois questions) et la dernière partie traite des tests supplémentaires utilisés (trois questions) ainsi que de l'importance du rôle de la cognition dans les performances de compréhension dans le bruit.

Pour les questions relatives à la fréquence d'usage des différents tests, une échelle à cinq points a été utilisée : « Jamais » (1%), « Occasionnellement » (25%), « La moitié du temps » (50%), « Souvent » (75%), « Presque toujours » (99%).

Résultats

Participants

La diffusion du questionnaire a permis de recueillir les réponses de 298 audioprothésistes, soit 8,4% de la population recensée en 2016 par ADELI (répertoire des professionnels de santé). Environ 21% des répondants ont déclaré avoir un statut indépendant, ce qui est en-dessous des 30% mentionnés dans le rapport de l'Autorité de la Concurrence (2016). La Table 1 présente la répartition des répondants selon leur école de formation.

Origine du diplôme	Nombre de répondants	Pourcentage
Diplôme étranger	19	6,4
École de Nancy	38	12,8
École de Paris	49	16,4
École de Lyon	57	19,1
École de Montpellier	57	19,1
École de Rennes-Fougères	78	26,2
TOTAL	**298**	**100**

Table 1 - Répartition des répondants en fonction de l'origine du diplôme universitaire d'audioprothésiste (par ordre de fréquence croissant).

Audiométrie vocale

L'utilisation des différents tests vocaux a été comparée de par la proportion d'audioprothésistes utilisant au moins souvent (c'est-à-dire « Souvent » ou « Presque toujours ») chaque test. Cette analyse a été effectuée en considérant uniquement les 297 observations valides (les données d'un répondant n'ont pas pu être inclues car les réponses étaient incomplètes). Le traitement des données fait apparaître que 293 répondants (soit 98,6%) ont déclaré utiliser au moins la moitié du temps un ou plusieurs tests vocaux mentionnés dans le questionnaire.

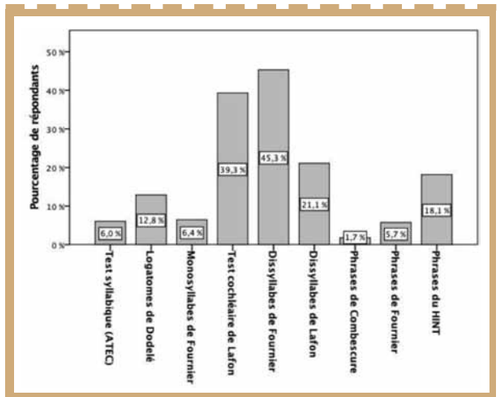


Figure 1 - Pourcentage de répondants utilisant au moins souvent chacun des tests mentionnés dans le questionnaire.

Deux tests se détachent nettement : les listes dissyllabiques de Fournier et le test cochléaire de Lafon. En deuxième intention viennent les tests dissyllabiques de Lafon et les phrases du HINT. En ce qui concerne la nature linguistique des stimuli utilisés (logatomes, mots, phrases), ce sont les mots qui sont utilisés de manière prédominante (85,9%), et en particulier les mots dissyllabiques.

L'utilisation de l'audiométrie vocale dans le bruit

Seulement 186 répondants (62,4%) déclarent utiliser souvent ou presque toujours un des tests mentionnés dans le bruit. De manière générale, les mots avec un bruit de type *cocktail party* représentent le matériel le plus utilisé. Apparait en deuxième intention, l'utilisation de phrases avec un bruit de type *cocktail party*.

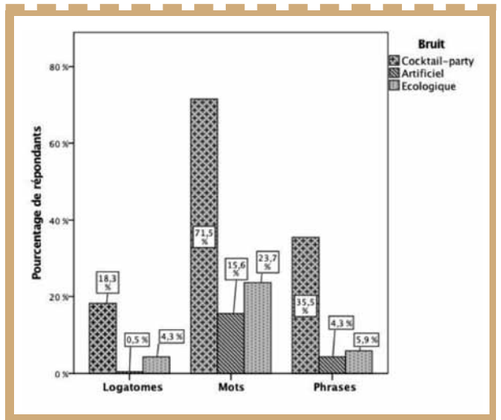


Figure 2 - Pourcentage de répondants utilisant au moins souvent chaque type de bruit, en fonction du type de matériel linguistique utilisé.

Spatialisation

Parmi les répondants qui pratiquent le stéréo-équilibrage, 37,6% déclarent le pratiquer presque toujours. Plus de la moitié des répondants possèdent un système de diffusion à cinq haut-parleurs. Les tests de localisation (IGLS Decroix Dehaussy, Localisation APA, discrimination dans le bruit) sont peu, voire pratiquement jamais, réalisés.

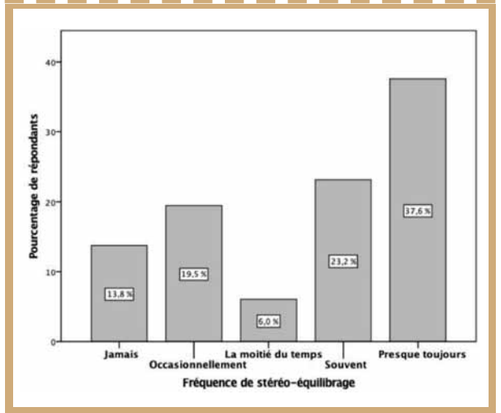


Figure 3 - Pratique du stéréo-équilibrage.

Utilisation de tests supraliminaires

45% des répondants déclarent pratiquer les mesures supraliminaires; à l'opposé 30% ne les pratiquent pas malgré l'obligation règlementaire du devis normalisé (Ministère de l'Economie et des Finances, 2017). Les tests objectifs (ex. PEA, OEA), les tests de zones inertes cochléaires ou de sélectivité fréquentielle ne sont pratiquement jamais utilisés.

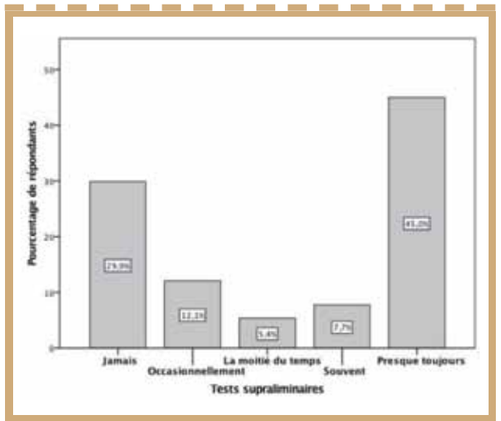


Figure 4 - Pratique des mesures supraliminaires.

Les tests MMSE et MOCA ou d'autres tests cognitifs ne font pas partie de la pratique des répondants malgré leur conviction de l'influence de la cognition dans le processus de compréhension de la parole dans le bruit (Figure 5).

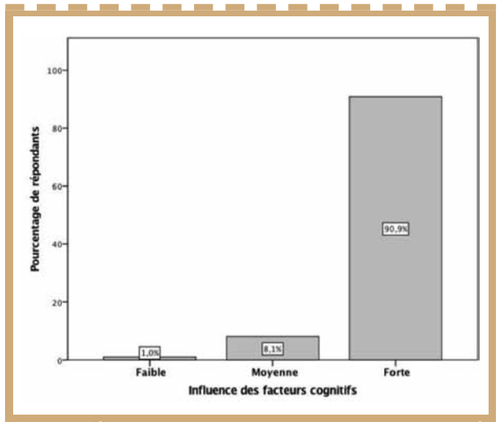


Figure 5 - Rôle des facteurs cognitifs dans le processus de compréhension de la parole dans le bruit, selon les répondants.

Conclusion

Malgré la place prépondérante et quelque peu atypique — en comparaison de beaucoup d'autres pays — de la pratique de l'audiométrie vocale en France (notamment de par les prescriptions législative et normative), il existe peu de recommandations quant aux matériels vocaux et aux conditions de diffusion à utiliser. Afin de connaître la pratique actuelle en la matière nous avons interrogé, *via* un questionnaire anonyme en ligne, 298 audioprothésistes travaillant en France. Il ressort de cette étude que les mots, et plus précisément les listes dissyllabiques de Fournier et les listes cochléaires de Lafon, sont les matériels les plus utilisés ; ce résultat est en porte-à-faux avec la récente étude de Moulin et al.. (2017) qui met en exergue l'obsolescence de certains termes de ces listes au regard du français parlé aujourd'hui. En ce qui concerne les conditions de diffusion, uniquement 62% des répondants utilisent du bruit (et majoritairement un bruit de type *cocktail party*); cela semble très peu lorsque l'on considère que les difficultés de compréhension de la parole dans le bruit constituent la plainte majeure des malentendants, et que ces difficultés ont des conséquences importantes sur leur qualité de vie. Notre questionnaire a également permis de recueillir d'autres informations sur la pratique des audioprothésistes en France. Ainsi, le stéréo-équilibrage est relativement peu pratiqué — ainsi que les tests de localisation — même si le parc technique de la majorité des répondants leur permet de réaliser ces tests de manière adaptée (plus de 50% des enquêtés possèdent cinq haut-parleurs). Enfin, les tests cognitifs sont très rarement utilisés malgré le rôle important que joue la cognition pour la compréhension de la parole en présence de bruit, démontré par des études scientifiques (ex. Füllgrabe et al.., 2015; voir cependant Füllgrabe et Rosen, 2016), et reconnu par la quasi-totalité des enquêtés.

Remerciements

Le travail de C. Füllgrabe est financé par le Medical Research Council UK (grant number U135097130). Ce travail a pu être réalisé grâce aux réponses des audioprothésistes français indépendants et salariés soutenus par les enseignes et réseaux d'audioprothèse en France.

Références

Association Française de Normalisation. (2010). NF-EN-15927 — Services offerts par les audioprothésistes.

Bonnier, P. (1899). Un procédé simple d'acoumétrie. Archives *interne de laryngologie et d'otologie*, XII, 131-133.

Campbell, G. A. (1910). Telephone intelligibility. *Philosophical Magazine* 19: 152-159.

Carhart, R. (1946). Selection of hearing aids. *Archives of Otolaryngology*, 44: 1-18.

Collège National d'Audioprothèse (2007a). Précis d'Audioprothèse — *Tome I : L'appareillage de l'adulte, le bilan d'orientation prothétique.* Paris : Elsevier-Masson.

Collège National d'Audioprothèse (2007b). *Précis d'Audioprothèse — Tome IIII : L'appareillage de l'adulte, le contrôle d'efficacité prothétique.* Paris : Elsevier-Masson.

Delerce, X. (2015). Faire du bruit pendant le test ou faire un test dans le bruit ? that is the question… http://www.blog-audioprothesiste.fr/category/investigations-audiologiques/audiometrie-vocale/page/2/ 24 avril.

Fletcher, H., et Steinberg, J. C. (1929). Articulation testing methods. *Bell System Technical Journal*, 8, 806-854.

Fournier, J.-E. (1951). Audiométrie vocale : les épreuves d'intelligibilité et leurs applications au diagnostic, à l'expertise et à la correction prothétique des surdités. Paris : Maloine.

Fletcher, H., et Steinberg, J. C. (1929). Articulation testing methods. *Bell System Technical Journal* 8: 806-854.

Füllgrabe, C. (2017). Au-delà de l'audiométrie tonale : contributions auditives supraliminaires et cognitives aux difficultés de traitement de la parole chez les personnes âgées. *Cahiers de l'Audition N°6-2017.*

Füllgrabe, C., Moore, B. C. J., et Stone, M. A. (2015). Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: contributions from auditory temporal processing and cognition. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6: 347.

Füllgrabe, C., et Rosen, S. (2016). On the (un)importance of working memory in speech-in-noise processing for listeners with normal hearing thresholds. *Frontiers in Psychology*, 7: 1268.

Haute Autorité de la Concurrence (2016). Enquête sectorielle sur les audioprothèses : les conclusions de l'Autorité. Avis 16/4 du 14 décembre.

Haute Autorité de Santé (2008). Appareils électroniques correcteurs de surdité : révision des descriptions génériques de la liste des produits et prestations remboursables. Rapport.

Hirsh, I. J., Davis, H., Silverman, S. R., et al.. (1952). Development of materials for speech audiometry. *Journal of Speech and Hearing Disorders* 17: 321-337.

Hudgins, C. V., Hawkins, J. E., Kaklin, J., et al.. (1947). The development of recorded auditory tests for measuring hearing loss for speech. *The Laryngoscope* 57: 57-89.

Jerger, J., Jerger, S., et Pirozzolo, F. (1991). Correlational analysis of speech audiometric scores, hearing loss, age, and cognitive abilities in the elderly. *Ear and Hearing* 12: 103-109.

Lafon, J. C. (1958). Le test phonétique. *Les Cahiers de la Compagnie Française d'Audiologie*, 5.

Lafon, J. C. (1964). *Le test phonétique et la mesure de l'audition*, Editions DUNOD 235 p. ASIN : B0014UWEI6.

Miller, G. A., Wiener, F. M., et Stevens, S. S. (1946). Transmission and reception of sounds under combat conditions. Office of Scientific Research and Development. Rapport.

Ministère de l'Economie et des Finances (2017). *Journal Official de la République Française* - Arrêté du 28 avril 2017.

Ministère de l'Enseignement Supérieur (2001). *Bulletin Officiel - Décret N°2001-620.*

Moulin, A., Bernard, A., Tordella, L., et al.. (2017). Variability of word discrimination scores in clinical practice and consequences on their sensitivity to hearing loss. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 274: 2117-2124.

Rouch, J. (1914). L'épreuve de Rinne et sa technique : avec quels diapasons doit-on la pratiquer ? Toulouse Editions Dirion, in-8°, 29 p., disponible sur Gallica.bnf.fr

Schwabach, D. (1885). On the value of Rinne's experiment for the diagnosis of the diseases of the hearing apparatus. *Zeitschrift für Ohrenheilkunde* 14: 61-148.

Société Française d'Audiologie (2013). *Guide des bonnes pratiques de l'audiométrie vocale.* www.sfaudiologie.fr/Drupal/sites/default/files/GBPAV.pdf

Au-delà de l'audiométrie tonale : contributions auditives supraliminaires et cognitives aux difficultés de traitement de la parole chez les personnes âgées

Christian FÜLLGRABE Medical Research Council Institute of Hearing Research, School of Medicine, The University of Nottingham, Nottingham NG7 2RD, Royaume-Uni

Introduction

Avec l'âge, la perception de la parole, surtout en milieu bruité, devient plus difficile et demande de plus en plus d'effort. Quand les capacités auditives d'une personne se sont dégradées à un tel point qu'elles constituent un handicap dans des situations d'écoute écologiques et sont ressenties par la personne comme impactant de façon négative sa qualité de vie, le malentendant va (éventuellement) consulter un spécialiste. Quel que soit le pays où s'effectue l'évaluation audiologique, la gêne du patient et les troubles associés sont alors étudiés à partir d'un entretien et de questionnaires, mais surtout par l'audiométrie tonale dont les résultats vont guider la décision d'appareiller ou non le patient ; en cas d'appareillage, les seuils audiométriques vont également être utilisés pour régler la prothèse.

Or, cette pratique audiologique universelle semble en flagrant désaccord avec la plainte principale des patients qui n'est pas « de pas entendre » mais « de ne pas comprendre » la parole. Les difficultés que rencontrent les patients dans des environnements sonores et des situations de communication complexes contrastent clairement avec la simplicité des mesures d'audiométrie tonale, qui définissent les niveaux les plus faibles auxquels des sons de fréquences données peuvent être détectés.

Les patients eux-mêmes semblent conscients de ce décalage entre pratique clinique et gêne ressentie : une publication récente dans *The Lancet* (Henshaw *et al.*., 2015) a montré qu'ils classaient le caractère réaliste et écologique des tests auditifs (la question exacte était « Dans quelle mesure les tests d'audition sont-ils aptes à l'évaluer l'écoute de tous les jours ? », notre traduction) parmi les dix principales priorités de recherche dans le domaine de la perte auditive neurosensorielle légère à moyenne.

Tandis que l'amplification basée sur l'audiogramme permet à une personne malentendante de mieux percevoir les sons faibles, en général, elle ne restaure pas une intelligibilité de la parole normale (Pavlovic, 1984). De plus, l'intelligibilité dans le bruit ne peut pas être prédite avec précision à partir des seuils audiométriques. Cette absence d'un lien fort entre audibilité et intelligibilité dans le bruit pourrait expliquer en partie pourquoi beaucoup de patients appareillés n'utilisent pas ou peu leurs prothèses (Knudsen et al…, 2010). Enfin, un autre exemple du pouvoir prédictif limité de l'audiogramme provient d'études montrant que des personnes à audiogrammes égaux présentent des performances d'identification de la parole très différentes.

Les difficultés de perception de la parole chez les personnes âgées normo-entendantes

Une étude récente investiguant l'effet de l'âge sur l'intelligibilité de la parole chez des personnes normo-entendantes jeunes (en dessous de 30 ans) et âgées (au-dessus de 60 ans) apporte la preuve de l'existence de ces facteurs liés à l'âge et influençant l'intelligibilité de la parole mais qui sont indépendants de l'audibilité (Füllgrabe et al.., 2015). Afin de contrôler l'effet de l'audibilité, les participants de cette étude ont été sélectionnés parmi un grand nombre de volontaires pour ne retenir que des personnes (jeunes et âgées) présentant des seuils audiométriques normaux (i.e., ≤ 20 dB HL entre 125 et 6000 Hz dans chacune des deux oreilles). Fait important, les participants dans les deux groupes d'âge n'étaient pas uniquement normo-entendants mais ils présentaient également, en moyenne, des seuils audiométriques comparables (Figure 1).

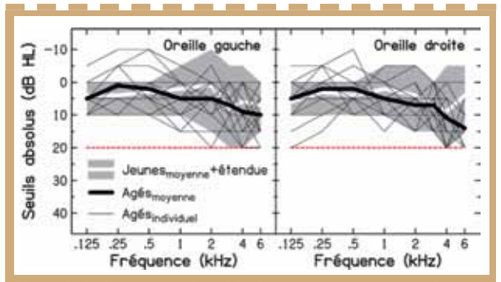


Figure 1 - Audiogrammes individuels et moyens pour les participants normo-entendants jeunes (< 30 ans) et âgés (> 60 ans). La ligne en tirets représente le critère audiométrique d'inclusion appliqué dans l'étude « preuve de concept » de Füllgrabe et al. (2015).

Les participants ont été soumis à une tâche d'identification de phrases, présentées soit dans le silence, soit en présence de deux voix interférentes dont le niveau de présentation relatif à celui de la parole cible variait entre −2 et −14 dB. Comme le montre la Figure 2, les performances dans les deux groupes d'âge étaient identiques et « au plafond » pour la condition « silence », mais les participants âgés ont produit des scores d'intelligibilité inférieurs à ceux des participants jeunes dans toutes les conditions impliquant des voix interférentes, suggérant que dans ce cas d'autres facteurs que l'audibilité, qui changent avec l'âge, contribuent à la perception de la parole.

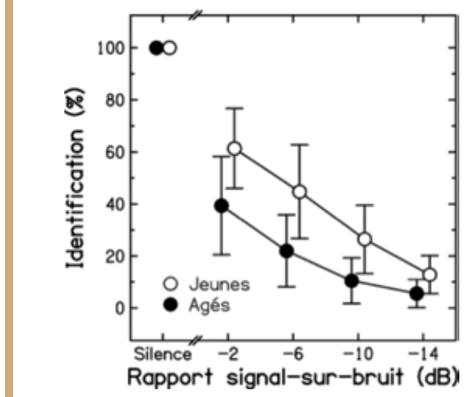


Figure 2 - Performances d'identification moyennes de phrases cibles pour les participants normo-entendants jeunes (< 30 ans) et âgés (> 60 ans). Les barres d'erreur représentent ± un écart-type. Données adaptées de Füllgrabe et al.. (2015).

En revanche, l'utilisation de deux groupes d'âges extrêmes (jeunes vs. âgés) ne permettait pas d'identifier le moment exact du développement adulte pendant lequel ce déficit se manifeste pour la première fois. Par conséquent, une deuxième étude a été menée, en sélectionnant cette fois-ci des participants normo-entendants adultes dont l'âge variait de façon continue. A nouveau, des tests d'intelligibilité, mais aussi des tests de traitement auditif supraliminaire (et plus précisément, des tests de la sensibilité à la structure temporelle fine, ou TFS pour temporal fine structure), ainsi qu'une batterie de 15 tests cognitifs ont été administrés.

Les principaux résultats de cette étude sont résumés dans les Figures 3 à 5. Ils confirment que, dans le silence, la perception de la parole chez les personnes normo-entendantes reste stable au cours du développement adulte mais se dégrade en présence de bruit interférant, avec le déficit en identification de mots précédant apparemment le déficit en compréhension de discours (Figure 3). Cette observation que l'effet de l'âge n'est pas le même selon le test utilisé doit être prise comme une mise en garde contre la généralisation des résultats obtenus dans une tâche spécifique à un niveau de traitement de la parole au traitement de la parole dans sa globalité.

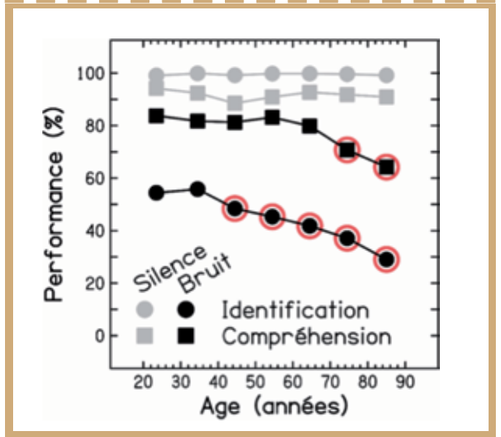


Figure 3 - Performances moyennes d'identification de mots (cercles) et de compréhension de discours (carrés) à travers l'âge adulte par des participants normo-entendants, dans le silence (symboles gris) et en présence de « bruits » interférents (symboles noirs). Les cercles rouges indiquent les comparaisons *post hoc* significatives entre la performance moyenne du groupe d'âge le plus jeune et celle des autres groupes d'âge considérés de manière individuelle.

Les résultats des tests psychoacoustiques ont montré que certains traitements supraliminaires, comme la sensibilité binaurale à la TFS, étaient déjà affectés dès un âge moyen (Figure 4), précédant apparemment les déficits observés dans le traitement de la parole (cf. Figure 3).

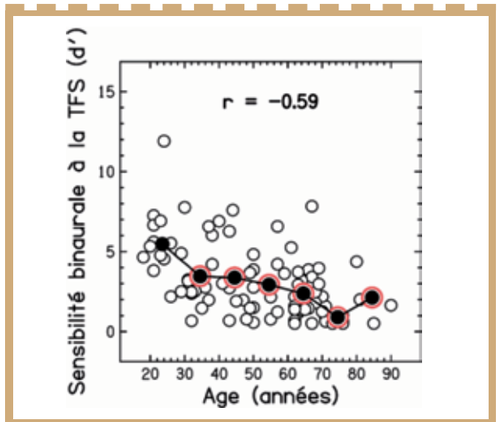


Figure 4 - Sensibilité aux changements binauraux dans la structure temporelle fine (TFS) pour des participants normo-entendants, déterminée en utilisant le test TFS-LF et des sons purs de 850 Hz. Plus l'indice de sensibilité d ' est élevé, plus la sensibilité est bonne. Les cercles vides représentent les données individuelles tandis que les cercles pleins représentent la sensibilité moyenne pour chacun des sept groupes d'âge. Le coefficient de corrélation de Pearson est indiqué dans la figure. Données adaptées de Füllgrabe (2013).

Quant à la cognition (Figure 5), nos résultats ont montré que certaines fonctions se dégradent avec l'âge (par exemple la mémoire de travail) tandis que d'autres se montrent relativement stables avec l'accroissement de l'âge (par exemple la mémoire à court terme) voire s'améliorent (par exemple le vocabulaire). L'observation de ces différentes tendances indique que le vieillissement cognitif est un phénomène complexe qui, certes, est caractérisé par un déclin de l'intelligence « fluide » mais qui, par la préservation ou l'amélioration de l'intelligence « cristallisée », présente également des possibilités de compensation. Ceci dit, la majorité des tests cognitifs utilisés dans notre étude indiquait un déclin des performances avec l'âge.

Or, la seule observation d'une dégradation cognitive chez des personnes âgées ne permet pas de conclure à son implication dans les difficultés de traitement de la parole dans cette population. La Figure 6 indique que la sensibilité à la TFS et la cognition (ici correspondant à la moyenne des performances aux 15 tests cognitifs) sont en effet associées de façon modérée et significative aux performances d'identification de la parole dans le bruit (ici identification de consonnes dans un bruit non modulé et avec un spectre à long terme identique à celui de la parole cible).

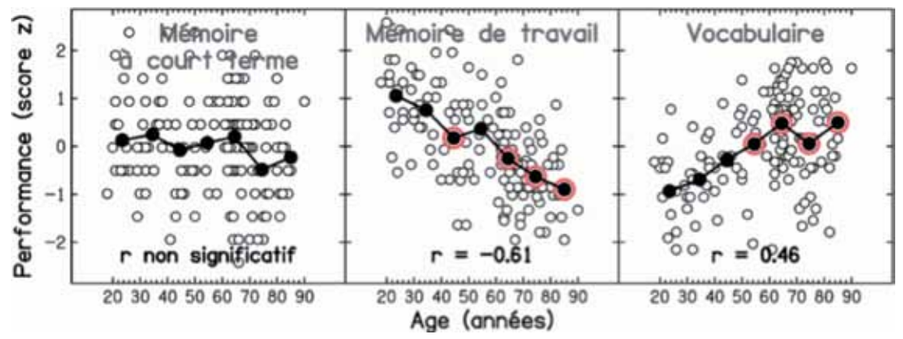


Figure 5 - Performances normalisées (en scores z) individuelles et moyennes à trois tests cognitifs (voir les différents panneaux) en fonction de l'âge pour les participants normo-entendants.

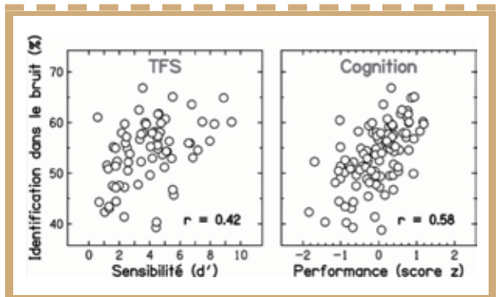


Figure 6 - Nuages de points reliant pour chacun des participants normo-entendants l'identification de la parole dans le bruit à la sensibilité à la TFS (panneau de gauche) et à la cognition (panneau de droite).

Le rôle de l'audiométrie vocale dans l'évaluation des troubles de l'audition

Les résultats présentés dans la section précédente soulignent l'intérêt de l'utilisation de tests cliniques complémentaires à l'évaluation audiométrique tonale pour prédire les performances des patients dans des situations de communication écologiques. Cependant, il est également nécessaire de se demander si les tests d'intelligibilité utilisés actuellement en recherche et dans la clinique sont de bons modèles de l'écoute en situation réelle. Par exemple, un test d'identification de consonnes certes possède une bonne sensibilité et une reproductibilité satisfaisante mais sa validité externe (i.e., écologique) est probablement faible.

De ce fait, le choix du test d'intelligibilité pour l'évaluation audiométrique vocale n'est pas trivial, comme les résultats d'une publication récente de Heinrich et al.. (2015) semblent le confirmer. Dans leur étude, un groupe de sujets âgés entre 50 et 74 ans, tous atteints de pertes auditives neurosensorielles légères à moyennes a été soumis à différents tests d'intelligibilité qui variaient de par le matériel linguistique utilisé (allant de simples phonèmes à des phrases complètes), par l'absence ou la présence d'un bruit interférant et, dans le cas de la présence de bruit interférant — de la nature de ce dernier (ex. bruit non modulé, bruit modulé en amplitude, bruit de type *cocktail party*). Les performances des participants dans huit tests cognitifs, censés évaluer les capacités attentionnelles et mnésiques, ainsi que l'intelligence non verbale, ont été également mesurées. Afin de simplifier les analyses, les auteurs ont procédé à une réduction statistique des données issues des tests cognitifs conduisant à un seul facteur cognitif latent. Ce facteur a ensuite été utilisé, en complément des seuils auditifs, pour prédire les performances des participants dans chacun des tests d'intelligibilité. Les auteurs ont ordonné les différents tests en fonction de ce qui, selon eux, dans le matériel linguistique et le bruit utilisé, affectait la complexité de la tâche ; dans ce classement la discrimination de phonèmes dans le silence était la tâche la plus simple et l'identification de phrases dans un bruit modulé en amplitude la tâche la plus complexe. Les résultats d'analyses de régression multiples ont révélé que l'audibilité expliquait une partie de la variabilité des performances des participants pour ce qui était de l'identification de triplets de chiffres et la répétition de phrases. Les performances cognitives, elles, n'étaient associées qu'avec les performances des sujets dans la tâche de répétition de phrases. Ces résultats semblent donc suggérer que, en fonction du matériel linguistique et des conditions d'écoute, ce sont des facteurs différents qui sous-tendent les performances d'intelligibilité de la parole.

Cette conclusion reste pourtant à confirmer car il existe des études montrant des résultats sensiblement différents ; par exemple, Füllgrabe et al.. (2015) ont montré que la cognition était associée à la fois à l'intelligibilité de phrases en présence de voix interférentes et à l'identification de consonnes dans le bruit (voir également le panneau à droite de la Figure 6). En comparaison avec les résultats de Heinrich et al.. (2015), cette observation est d'autant plus surprenante que les participants dans l'étude de Füllgrabe et al.. (2015) étaient normo-entendants. Or, le sens commun suggérerait que la suppléance cognitive devrait jouer un rôle plus important chez les personnes malentendantes (Fontan et al.., 2017 ; Fontan et al.., en préparation ; voir aussi le résumé de Fontan dans ce numéro des Cahiers de l'Audition) étant donné qu'elles doivent effectuer la reconnaissance de la parole sur la base de représentations internes déformées par les pathologies cochléaires et retro-cochléaires. L'importance de la cognition (en termes de mémoire de travail) dans le processus de traitement de la parole est d'ailleurs discutée de façon critique par Füllgrabe et Rosen (2016a ; 2016b).

Conclusion

Pris ensemble, les résultats présentés ici suggèrent que d'autres facteurs, se situant au-delà de l'audibilité, doivent être pris en compte dans le diagnostic et la prise en charge de la presbyacousie (e.g. Füllgrabe et al.., 2015 ; Jerger, 1992 ; Kricos, 2006 ; Musiek et al.., 2017). L'évaluation audiométrique vocale, dont la pratique est obligatoire en France lors de la démarche d'appareillage, constitue un premier pas dans cette direction. Cependant, l'audioprothésiste doit sélectionner le matériel linguistique et la condition d'écoute (silence vs. bruit) avec précaution, sachant que son choix va déterminer quelles caractéristiques du patient vont influencer sa performance dans le test. En fonction des besoins, l'utilisation d'un test minimisant ou, au contraire, maximisant les contributions cognitives à l'intelligibilité de la parole peut se justifier. Au vu des enjeux que représente le choix du test d'intelligibilité et les traitements auditifs supraliminaires et cognitifs auxquels il fait appel, il est important de connaitre la pratique de l'audiométrie vocale des audioprothésistes en France à l'heure actuelle. Un tel état des lieux (voir le résumé de Rembaud et al.. dans ce numéro des Cahiers de l'Audition) permettrait d'engager une discussion nécessaire sur la ou plutôt les pratiques audiométriques vocales les plus appropriées pour une réhabilitation auditive individualisée et efficace.

Remerciements : Le travail présenté dans ce résumé était financé par le Medical Research Council UK (grant number U135097130) et un Flexi grant attribué par Action on Hearing Loss (UK).

Références

Fontan, L. (2017). Que peut-on attendre du traitement de signal de demain ? Audiométrie vocale et reconnaissance automatique de la parole. *Les Cahiers de l'Audition, n°6, 2017.*

Fontan, L., Cretin-Maitenaz, T., et Füllgrabe, C. (en préparation). Automatic speech recognition predicts speech perception in older listeners with sensorineural hearing loss.

Fontan, L., Ferrane, I., Farinas, J., Pinquier, J., Tardieu, J., Magnen, C., Gaillard, P., Aumont, X., et Füllgrabe, C. (2017). Automatic speech recognition predicts speech intelligibility and comprehension for listeners with simulated age-related hearing loss. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 60(9), 2394-2405.

Füllgrabe, C. (2013). Age-dependent changes in temporal-fine-structure processing in the absence of peripheral hearing loss. *American Journal of Audiology*, 22(2), 313-315.

Füllgrabe, C., et Rosen, S. (2016a). Investigating the role of working memory in speech-in-noise identification for listeners with normal hearing. Advances in Experimental Medicine and Biology, 894, 29-36.

Füllgrabe, C., et Rosen, S. (2016b). On the (un)importance of working memory in speech-in-noise processing for listeners with normal hearing thresholds. *Frontiers in Psychology*, 7, 1268.

Füllgrabe, C., Moore, B. C. J., et Stone, M. A. (2015). Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: contributions from auditory temporal processing and cognition. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 347.

Heinrich, A., Henshaw, H., et Ferguson, M. A. (2015). The relationship of speech intelligibility with hearing sensitivity, cognition, and perceived hearing difficulties varies for different speech perception tests. *Frontiers in Psychology*, 6, 782.

Henshaw, H., Sharkey, L., Crowe, D., et Ferguson, M. A. (2015). Research priorities for mild-to-moderate hearing loss in adults. *The Lancet*, 386, 2140-2141.

Jerger, J. (1992). Can age-related decline in speech understanding be explained by peripheral hearing loss? *Journal of the American Academy of Audiology*, 3(1), 33-38.

Knudsen, L. V., Oberg, M., Nielsen, C., Naylor, G., et Kramer, S. E. (2010). Factors influencing help seeking, hearing aid uptake, hearing aid use and satisfaction with hearing aids: a review of the literature. *Trends in Amplification*, 14(3), 127-154.

Kricos, P. B. (2006). Audiologic management of older adults with hearing loss and compromised cognitive/psychoacoustic auditory processing capabilities. *Trends in Amplification*, 10(1), 1-28.

Musiek, F. E., Shinn, J., Chermak, G. D., et Bamiou, D. E. (2017). Perspectives on the pure-tone audiogram. *Journal of the American Academy of Audiology*, 28(7), 655-671.

Pavlovic, C. V. (1984). Use of the articulation index for assessing residual auditory function in listeners with sensorineural hearing impairment. *Journal of the Acoustical Society of America*, 75, 1253-1258.

Rembaud, F., Fontan, L., et Füllgrabe, C. (2017). L'audiométrie vocale en France : état des lieux. *Les Cahiers de l'Audition, n°6, 2017.*

ReSound ENZO 3D™
repousse les limites traditionnelles des surpuissants

- Deux modèles disponibles
  pile 13 et 675
- Gain efficace le plus élevé du marché
  grâce à l'anti-larsen DFS Ultra II
- Ajustement à distance
  via l'interface ReSound Assist
  pour une relation patient-audioprothésiste renforcée
- Made for all
  smartphones iOS, Android* et accessoires ReSound Unite (dont Multi Mic)

Multi Mic & ENZO 3D pile 675 et 13

*liste des appareils compatibles sur resound.com/fr-fr/compatibilités

GN Making Life Sound Better

Smart Hearing

Janvier 2018. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation.
Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915

La prise d'empreinte va-t-elle disparaître ?

Jehan GUTLEBEN Audioprothésiste, Centre Dyapason, Didenheim, Membre du Collège National d'Audioprothèse

Au cours de l'année 2003, les sociétés Resound et Sebotek ont proposé deux aides auditives d'un nouveau type, des contours d'oreilles « instant fitting » caractérisés par des dômes standards permettant une adaptation immédiate à l'oreille du malentendant. Ces appareils ont rapidement fait des émules, et d'autres modèles comparables ont fait leur apparition dans les catalogues des autres industriels. Initialement destinés aux pertes légères à moyennes, ces dômes existent désormais dans une grande variété de tailles, formes, matières et couleurs. Des solutions intra-auriculaires dépourvues de coques sur-mesure ont également vu le jour (Unitron Fuse, Siemens Eclipse, Lyric, Signia Silk, Rexton Inox, Starkey Amp). L'amélioration des algorithmes anti-larsen a concouru au succès de ces appareillages standards. Les assistants d'écoute, dédiés à la vente par correspondance, sont eux aussi par définition des amplificateurs ne nécessitant pas de prise d'empreinte des conduits auditifs.

Dans le domaine de la prévention auditive, les divers types de bouchons (anti-bruit, anti-eau, régulateur de pression atmosphérique) ont leur version standard, de même que les oreillettes dédiées à la téléphonie ou aux audiophiles.

Pour autant, l'industrie de la correction auditive a massivement investi depuis les années 2000 dans des outils de conception et production assistées par ordinateur (CAO/PAO, ou CAD/CAM en anglais). L'utilisation de la stéréolithographie a accru la qualité des aides auditives, permettant notamment l'optimisation des évents, la miniaturisation (intra-auriculaire « IIC »), la re-fabrication à l'identique.

Ainsi, le développement des solutions « instant fitting » n'a pas empêché celui des aides auditives sur-mesure. Plus généralement, les diverses technologies d'impressions 3D dédiées à la santé sont en plein développement : une étude (P&S Research) prédit une croissance du marché du « bio printing » de 35.9% entre 2016 et 2022. Les dentistes et les orthopédistes par exemple peuvent proposer des prothèses réalisées à partir de fichiers 3D obtenus à l'aide de scanners de surface. Initialement dédiés à l'industrie, ces scanners 3D sont désormais largement utilisés dans le champ de la santé.

Les scanners 3D sont en voie de démocratisation : des blocs à double caméra peuvent s'adjoindre à une tablette pour la transformer à moindre coût en scanner de surface. Certaines consoles de jeu (Microsoft Xbox Kinnect par exemple) peuvent aussi être détournées pour cet usage.

Le tableau 1 présente les 5 principes technologiques pour scanner la surface d'un objet, chacun ayant ses avantages et ses inconvénients.

Il n'y a donc aucun scanner universel. Selon les contraintes du scan à réaliser (volume, luminosité, transparence, complexité de la forme, accessibilité, mouvements…), chaque technologie de scanner 3D aura son intérêt.

En 2003, D. H. Kirkwood se risquait à prédire que «dans 5 à 10 ans, les coques d'aides auditives et les embouts du futur seront réalisés à partir de scans directement dans le conduit » (The Hearing Journal, septembre 2003, 56.9). Cette prédiction est en passe d'être réalisée puisqu'en 2012 la société Lantos Technologies, qui a noué un partenariat avec Starkey, présentait au CES de Las Vegas un prototype de l'Aura 3D Scan. En 2015 Oticon a déposé un brevet pour une méthode de production d'aide auditive basée sur un scan d'oreille (brevet n° EP2919484A1). Le fabricant de scanners 3Shape a également mis au point un prototype dédié aux oreilles, présenté dès 2013 au congrès de l'UNSAF à Paris. La même année Otometrics a dévoilé au CES son prototype de l'Otoscan, développé conjointement avec United Sciences dont la version, eFit, a trouvé un débouché commercial avec Ultimate Ears (fabricant d'oreillettes pour audiophiles). United Sciences développe aussi des oreillettes biométriques intra-conque fabriquées sur-mesure à partir du scanner eFit.

Technique	Triangulation laser	Lumière structurée	Photogrammétrie	Scan 3D par contact	Impulsion laser
Description	Projection d'un rayon ou un faisceau laser, et mesure de la trajectoire de la réflexion dont la déviation dépend de la surface de l'objet scanné. Cette technique nécessite un échantillonnage important	Projection d'une lumière de forme connue (grille, vagues, points) sur une surface. Le scanner mesure les déformations de ces motifs pour calculer la forme de l'objet	Analyse des pixels communs à plusieurs photos prises depuis des angles de vue différents sur un même endroit de l'objet. Le traitement informatique nécessite d'importantes ressources	Utilise une sonde (ou palpeur) qui se déplace au contact de la surface de l'objet, avec un tracking optique des mouvements de la sonde	Aussi appelé scan par temps de vol : analyse le temps aller-retour d'une impulsion laser, entre le scanner et l'objet, avec modulation en amplitude et en phase de cette impulsion
Avantages	Résolution Précision	Vitesse Résolution	Précision Rapidité d'acquisition	Convient aux surfaces brillantes ou transparentes	Convient aux grands objets et environnements
Contraintes	Ne convient pas aux surfaces brillantes ou transparentes	Sensibilité aux conditions d'éclairage (plein jour)	Sensibilité à la qualité des photos Temps de calcul	Lenteur Mal adapté aux formes complexes	Lenteur

Tableau 1

Jusqu'à présent, les contraintes morphologiques des conduits auditifs ont empêché l'utilisation de ces scanners 3D pour la réalisation d'aides auditives : les bouchons anti-bruit, les retours de scène et les oreillettes connectées ne nécessitent pas d'atteindre le 2ème coude du conduit auditif. Les scanners de conduit auditif évoqués précédemment ont tous un capteur rigide et rectiligne devant être introduit dans l'oreille. Le diamètre et la sinuosité du conduit sont donc les critères limitant la possibilité d'utiliser ces matériels dans le but de réaliser une aide auditive. Mais d'autres éléments sont à prendre en compte : le tableau 2 présente la comparaison des deux types d'empreintes d'oreille.

Aura 3D Ear Scanning System de la société LANTOS TECHNOLOGIES

Otoscan de la société OTOMETRICS

eFit de la société UNITED SCIENCES

Une autre variante de la prise d'empreinte, basée sur le principe « do it yourself » (faites-le vous-même), est proposée par la société canadienne Revols. Il s'agit d'un embout souple remplissant la conque et le 1er tiers du conduit. Une fois placé dans l'oreille, cet embout rempli de gel se conforme à la morphologie de l'utilisateur, qui déclenche le durcissement de ce gel à partir d'une application préalablement téléchargée sur son smartphone. La finalité de ce procédé est la réalisation d'une oreillette connectée dédiée à la téléphonie et à l'écoute de la musique.

En conclusion, ce panorama des nouvelles technologies de prise d'empreinte, en voie de commercialisation, confirme que le moulage d'oreille n'est pas en voie de disparition, mais en voie de transformation. Dès lors, de nouvelles questions vont se poser aux audioprothésistes : qui fera ces empreintes ? Où et comment ? A quel coût ? Dans quel but ? Une chose est sûre : les réponses d'aujourd'hui ne seront pas celles de demain.

Critères	Empreinte silicone	Empreinte numérique
Conduit petit / sinueux	+	-
Formation de l'opérateur	-	+
Précision /		
Opérateur indépendance	-	+
Temps par oreille	-	
4 à 5 min (+ scan de l'empreinte)	+	
2 à 3 min		
Pilosité du conduit	+	-
Sécurité pour le patient	-	+
Coût du matériel	+	-
Coût d'utilisation	+	
Consommables (mousse + pâte)	?	
Maintenance / mise à jour		
Coût d'expédition	-	?
Téléchargement sur cloud propriétaire		
Encombrement du matériel	+	-
(ordinateur dédié)		
Solidité / fiabilité / durabilité du matériel	+	?
Stockage / sauvegarde	-	+

Tableau 2

Explorations fonctionnelles : L'audiogramme a-t-il encore un avenir ?

Paul AVAN, Fabrice GIRAUDET, Ludimila LABANCA, Marion SOUCHAL, Thierry MOM
UMR INSERM 1107, Biophysique neurosensorielle, Clermont-Ferrand

Aux débuts de l'audiologie moderne, qu'on peut dater arbitrairement au lendemain de la deuxième guerre mondiale, l'audiogramme tonal liminaire faisait de la part de chercheurs l'objet d'études approfondies visant déjà à l'utiliser largement comme prédicteur de performances auditives supraliminaires, à une époque où on ignorait encore les étapes du traitement de l'information auditive au-delà de la membrane basilaire. Ainsi, Fletcher, au début des années 1950, étudiait des méthodes permettant de prédire les scores de perception de la parole à partir de formules basées sur les seuils auditifs en sons purs. De manière non surprenante en vision rétrospective, il obtenait une concordance statistique assez élevée entre seuils mesurés et seuils prédits, mais avec des points somme toute peu nombreux, s'écartant de la diagonale donc décrivant des oreilles pour lesquelles il y avait discordance entre tonale et vocale. Fletcher avait identifié un certain nombre de catégories d'audiogrammes tonaux pour lesquels la cohérence du bilan audiométrique était mise en difficulté.

Par la suite, la découverte des fonctions cellulaires précises permettant à la cochlée d'exercer son rôle d'analyse en fréquences, combinée à une amplification des sons de faible niveau, et à une compression des sons de niveau intermédiaire, a conduit à bien comprendre le lien au sein de certaines surdités caractérisées par un audiogramme tonal modérément atteint, entre sensibilité diminuée et performances supraliminaires affectées par une sélectivité cochléaire insuffisante et/ou par un codage anormal de la sonie. Des cas rares attiraient cependant l'attention, avec des pertes auditives atypiques. La découverte de celles-ci a bénéficié des avancées techniques des années 1970, la mise au point successive des potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral puis des otoémissions acoustiques (Jewett et al. en 1970, puis Kemp en 1978) mettant à la disposition des cliniciens des outils abordables et simples qui permettent, en quelques minutes, de disséquer de manière objective certaines étapes importantes du traitement de l'information auditive.

L'étiquette 'neuropathies auditives' a mis un nom sur un dysfonctionnement du système auditif périphérique n'impliquant pas en priorité la micromécanique de la cochlée avec le tri fréquentiel qu'elle exerce en parallèle de l'augmentation de sensibilité, mais le traitement complémentaire, celui des indices temporels fins. L'audiogramme tonal ne décrit pas ce traitement et ne dépend presque pas de la synchronie des décharges dans les neurones cochléaires (même si les patients porteurs de neuropathie auditive ont souvent une petite élévation de seuil aux basses fréquences). Le profil typique qui oriente le diagnostic vers une neuropathie est la persistance de seuils normaux ou subnormaux, d'otoémissions présentes, mais des potentiels évoqués aplatis ou avec des ondes très déformées. Sur le plan psychophysique, les patients sont en difficulté pour toutes les performances qui reposent sur la synchronie des fibres nerveuses, de la parole dans le bruit à la localisation ou à la détection de gaps, mais aussi au déclenchement du réflexe stapédien. Il existe cependant des pièges diagnostiques dans les cas d'atteinte auditive combinant des dommages aux cellules ciliées externes, en charge de la sensibilité et de l'analyse spectrale, aux cellules ciliées internes, à leurs synapses et aux neurones cochléaires : l'audiogramme tonal peut alors indiquer une perte de sensibilité et les otoémissions peuvent bien sûr être absentes. Si l'audiogramme tonal n'est pas l'outil adéquat pour quantifier la part neuropathique d'une atteinte auditive, il n'en est pas moins un indispensable révélateur de ce que cette atteinte existe. En fait, la découverte des neuropathies auditives a surtout mis en exergue la nécessité d'un arbre de décision, avec des études audiologiques plus approfondies en réserve au cas où des contradictions apparaissent dans le bilan initial.

Des exemples concrets rencontrés dans notre pratique clinique hebdomadaire illustrent comment un raisonnement aboutit à mettre en œuvre une exploration subjective et objective non conventionnelle, lorsque l'audiogramme tonal ne semble pas s'intégrer correctement dans l'ensemble du bilan d'un patient. Un premier cas est celui d'un sujet sexagénaire dont l'audiogramme tonal montre une perte entre 50 et 70 dB qui devrait être relativement facile à appareiller. Le patient a un métier qui exige un usage intensif du téléphone et il est donc très demandeur d'un appareillage efficace. Cependant son score à l'audiométrie vocale plafonne à 50% dans le silence dans la moins mauvaise oreille, et ses PEA sont plats. L'anamnèse finit par faire émerger la notion d'une anomalie métabolique, affectant les mitochondries. Compte tenu de l'intense activité métabolique des voies nerveuses auditives, mises en exergue il y a peu par la surdité héréditaire DFNB59 (Delmaghani et al.., 2015), et par analogie avec la méthode utilisée dans ce dernier travail, l'utilisation chez ce patient d'une cadence de clics très lente, entrecoupée de temps de repos (plusieurs minutes entre séries de 125 ou 250 clics), a permis de faire émerger des PEA répétitifs à 85, 90 et 95 dB nHL (fig.1). L'absence de temps de repos fait disparaitre toute trace de PEA à 95 et 90 dB, malgré l'usage de 1000 clics seulement pour effectuer chaque PEA. C'est seulement à 85 dB que les PEA "survivent" à une stimulation pourtant anodine chez un sujet normal (au moins pendant quelques minutes). Cette analyse indique que l'appareillage auditif de ce patient ne devra pas appliquer un gain trop élevé, et devrait en tout cas limiter le niveau délivré aux alentours de 80-85 dB, une limite certainement drastique chez ce sujet dont les seuils entre 1500 et 3000 Hz sont compris entre 60 et 70 dB HL, mais qui lui permettrait au moins en théorie de pouvoir bénéficier des autres apports de l'électronique audioprothétique : compression, directionnalité, filtrage des bruits, sans faire courir de risque à son audition résiduelle.

Un autre cas inhabituel est celui d'une jeune femme d'environ 30 ans au début de l'exploration, avec un audiogramme tonal subnormal, une audiométrie vocale dans le silence normale, de belles otoémissions et des PEA à 80 dB apparemment normaux. Toutefois elle souffre d'une fibrose des muscles oculomoteurs qui entraine un gros handicap visuel, et elle se plaint d'une fatigabilité auditive qui perturbe son activité professionnelle sur son lieu de travail bruyant. Avec son plein accord, des PEA sont pratiqués de manière adaptée à la description qu'elle fait de sa fatigue, c'est-à-dire qu'après avoir été recueillis à 20, 40, 60 et 80 dB nHL, la stimulation en clics est maintenue à 80 dB pendant environ 5 minutes. Puis les PEA sont refaits, 20, 40 et 60 dB. Alors qu'ils étaient bien identifiables au début, ils sont plats jusqu'à 60 dB, récupérant ensuite lentement à ce niveau (Giraudet et Avan, 2012). La fatigue auditive rapide qu'objective ce comportement est évidemment absente chez un sujet normal. Quelques temps plus tard, la fibrose des muscles oculomoteurs a été étiquetée comme originaire d'une mutation du gène de la kinésine 21A, et s'intègre dans le cadre d'une maladie héréditaire rare, CFEOM1. A chaque consultation depuis l'obtention de ce résultat de PEA, tous les 2 ans, le même comportement objectif a été retrouvé, sans évolutivité. Sur le plan auditif, la patiente pourrait peut-être bénéficier d'un appareillage dans le mesure où celui-ci la protégerait des niveaux de 80 dB en restant transparent aux niveaux faibles, au lieu de se comporter comme une audioprothèse amplificatrice.

Dans chaque cas s'écartant de la surdité neurosensorielle typique, l'audiogramme seul serait trompeur et ne conduirait à aucune solution utile. Mais, complété par une séquence de tests audiologiques choisis et adaptés au profil du patient, tout en utilisant du matériel conventionnel et avec une durée d'examen assez raisonnable, l'audiogramme tonal a eu le mérite d'être un élément révélateur de la physiopathologie sous-jacente. Il reste aussi une référence pour le choix d'une éventuelle solution acoustique voire prothétique. Son avenir dans l'arbre diagnostique audiologique est donc assuré !

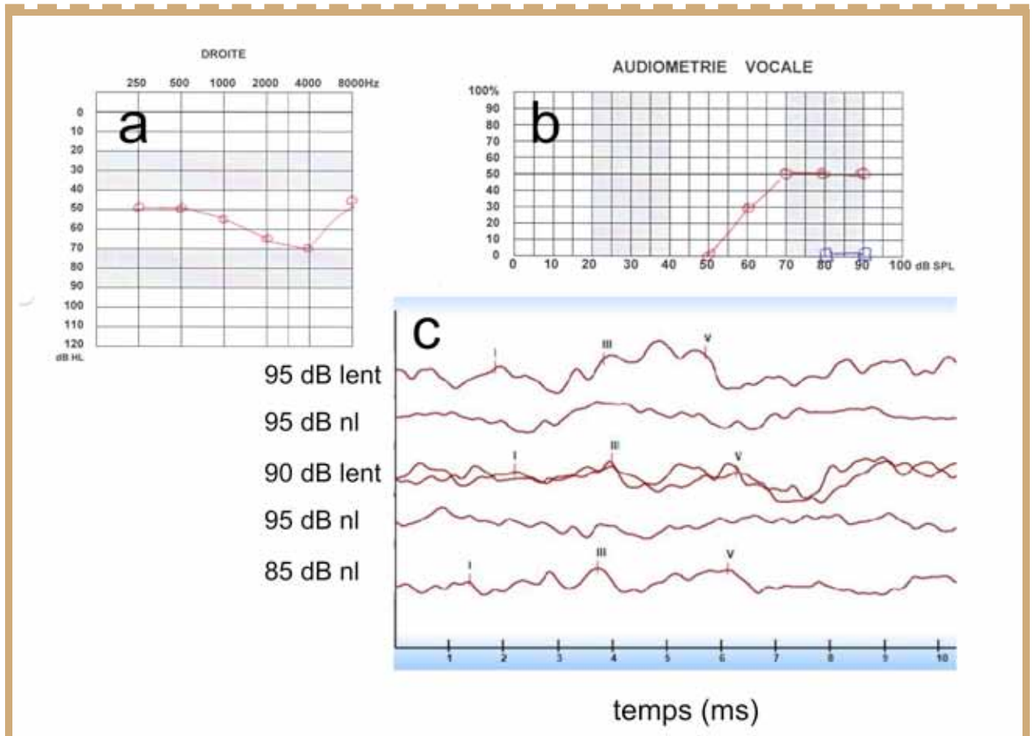


Figure 1 - Cas d'un patient sexagénaire porteur d'une anomalie congénitale de ses mitochondries. (a) audiogramme tonal à droite; (b) audiogramme vocal; (c) PEA du tronc cérébral à droite, montrant que les ondes ne sont visibles que si la présentation du stimulus ménage des temps de repos pour éviter une fatigue auditive qui sinon, survient dans des conditions très anormales.

Références

Delmaghani S, Defourny J, Aghaie A, et al., 2015, Hypervulnerability to Sound Exposure through Impaired Adaptive Proliferation of Peroxisomes, Cell 163, 894-906.

Fletcher H, 1950, A method of calculating hearing loss for speech from an audiogram, Acta Otolaryngol. Supp 90, 26-37.

Giraudet F, Avan P, 2012, Auditory neuropathies: understanding their pathogenesis to illuminate intervention strategies, Curr Opin Neurol. 25, 50-6

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

Kemp DT, 1978, Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system, J.Acoust.Soc.Am. 64, 1386-91.

Déficience auditive et conséquences sur le vieillissement, les enjeux.
Le repérage précoce des troubles et la spécificité de la démarche prothétique pour les personnes du 4ème âge.

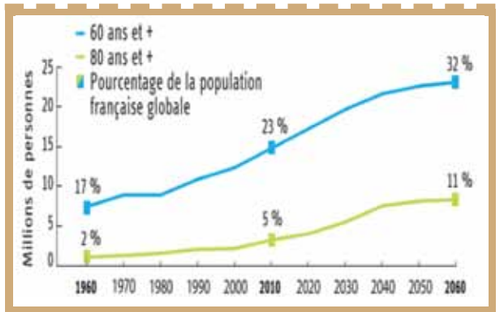
Christian RENARD Audioprothésiste D.E. - LILLE

La qualité de la prise en charge audioprothétique des personnes du 4ème âge est un véritable enjeu de santé publique, dont les perspectives ne vont cesser de s'accroitre dans les années à venir.

1 Le vieillissement de la population

La part croissante des personnes souffrant d'une déficience auditive liée à l'âge s'explique à la fois par la situation et les projections démographiques, en lien avec l'augmentation de l'espérance de vie.

En France, la tranche des personnes de 60 ans et plus tend à évoluer de manière significative (17% en 1960 contre 32% prévus en 2060). Le constat est le même pour les personnes de 80 ans et plus (2% en 1960 contre 11% prévus en 2060).



Vieillissement de la population française

Source : INSEE, 2010, projections de population 2007-2060, scénario central.

Ce vieillissement de la population doit donc être au cœur des préoccupations dans le monde de l'audiologie afin de prévenir des répercussions d'une perte auditive qui peuvent être lourdes sur le quotidien de ces personnes âgées. Les spécificités de la prise en charge des personnes du 4ème âge doivent être particulièrement prises en compte lors d'une démarche audioprothétique.

2 La dépendance et les EHPAD

Plus de 750 000 personnes âgées vivent en EHPAD (Etablissements d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes) en 2017.

Près de trois quarts de ces personnes sont des femmes pour un quart d'hommes.

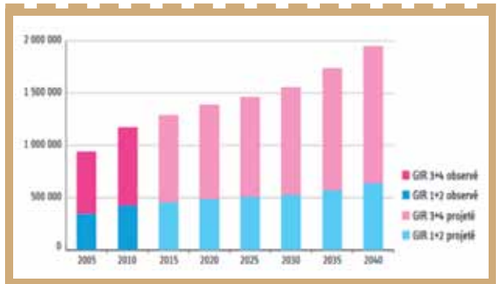
Le premier motif de l'entrée en institution est la perte d'autonomie et l'impossibilité de continuer à vivre à son domicile. L'entrée en EHPAD se fait en moyenne à l'âge de 84 ans et 5 mois. Notons également que 22% des résidents ont la maladie d'Alzheimer ou apparentée, ce qui justifie d'une prise en charge spécifique en cas d'appareillage auditif.

Parmi ces personnes âgées qui vivent en EHPAD, le nombre de celles concernées par la dépendance ne cesse d'augmenter.

Pour mesurer le degré de dépendance, les professionnels de la gérontologie ont mis en place la grille AGGIR (Autonomie Gérontologie Groupes Iso Ressources).

Une analyse sur 10 activités corporelles et intellectuelles est établie.

Elle permet de classer le niveau de dépendance en 6 groupes distincts, du plus dépendant au moins dépendant (GIR1 - GIR2 - GIR3 - GIR4 - GIR5 - GIR6). Les personnes dépendantes concernées par les GIR 1 à 4 peuvent prétendre à l'APA (Allocation Personnalisée d'Autonomie).



Nombre des bénéficiaires de l'APA

Source : DREES, bénéficiaires de l'APA, 2005, 2010 ; INSEE, projections de population 2007-2060 ; calculs DREES.

De nombreuses personnes âgées dépendantes résident donc dans des EHPAD, et les conditions de la prise en charge prothétique de ces personnes devront donc être particulièrement adaptées à chaque situation particulière. C'est un enjeu essentiel pour le monde de l'audiologie puisqu'il concerne déjà de très nombreuses personnes, et que l'INSEE prévoit une augmentation de 375 000 personnes âgées dépendantes en EHPAD à l'horizon 2040.

3 Enquête sur la pratique actuelle des audioprothésistes en France

Les conséquences potentielles d'une déficience auditive pour une personne âgée sont nombreuses : déclin cognitif, démence, dépression, anxiété, isolement social, chutes, invalidité…

Concernant les effets sur le déclin cognitif et la démence, ceux-ci sont extrêmement importants :

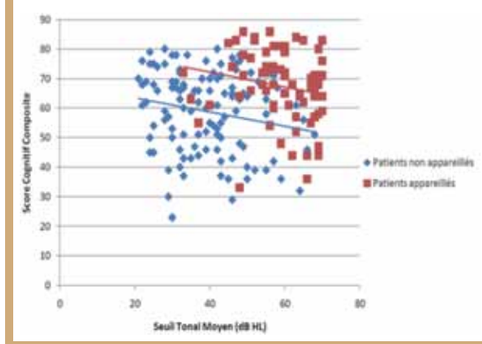
- L'étude ACOUDEM réalisée en 2007 par le GRAPsanté indique que le risque relatif de développer des troubles cognitifs est 2,5 fois plus élevé chez des personnes atteintes de troubles auditifs.
- La première grande étude prospective menée par Lin et al. (2011) a montré que le risque d'une personne âgée de développer une démence est 1,2 fois plus important pour chaque tranche de 10 dB de perte d'audition supplémentaire. Ce risque serait ainsi multiplié par 1,89 pour une perte auditive modérée, par 3 pour une perte auditive moyenne et par 4,94 pour une perte auditive sévère.
- Une étude longitudinale menée sur la cohorte PAQUID (Amieva et al.., 2015) corrobore le fait que les sujets âgés ayant une perte auditive non corrigée présentent un déclin cognitif significativement plus important que les personnes sans aucune perte auditive.

L'existence d'un trouble auditif non corrigé a donc des répercussions considérables sur la qualité de vie pour une personne âgée et il est essentiel que toutes les mesures de prévention soient mises en place et accompagnées d'actions concrètes et suivies.

4 Les effets d'un appareillage auditif sur les fonctions cognitives de ces personnes âgées

Différentes études indiquent l'effet positif d'une correction auditive sur les fonctions cognitives :

Les résultats de l'étude 1 ACADem, publiée par Leusie et al. en 2015, ont révélé une différence statistiquement significative des scores cognitifs obtenus chez des sujets malentendants porteurs d'aides auditives comparés à des sujets malentendants non porteurs d'aides auditives. Il s'est avéré que les sujets malentendants porteurs d'aides auditives obtenaient de meilleurs résultats aux tests cognitifs malgré un âge et un niveau de surdité plus élevés.



Source : Séverine Leusie - Thèse en vue de l'obtention du Doctorat en Neurosciences et Cognition de l'université Lyon 1 – 2015

Dans une étude menée en 2013, Brocquet compare les performances cognitives de personnes âgées en EHPAD. Sur 91 sujets (40 appareillés et 51 non appareillés) l'analyse des fonctions cognitives donne comme résultat un diagnostic de démence de 30,4% sur les sujets non appareillés contre seulement 2,6% sur les sujets appareillés.

Dans l'étude réalisée en 2014, Monier et al. analysent les performances cognitives de 95 personnes âgées avant et après implantation cochléaire. Elle retrouve une amélioration des résultats aux tests cognitifs pratiqués, 12 mois après l'implantation.

5 Le repérage des troubles de l'audition

Repérer les troubles de l'audition précocement chez la personne âgée est un véritable enjeu de santé publique. Ce repérage précoce est donc un élément prioritaire à mettre en œuvre, afin d'identifier et de prendre en charge précocement ces troubles auditifs.

Les recommandations des différents groupes de travail sur ce sujet convergent vers l'intérêt d'un repérage systématique des troubles auditifs à partir de 60 ans. Les modalités de ce repérage sont à définir, elles doivent être envisagées différemment selon la situation des personnes âgées : celles qui sont autonomes et vivent à domicile présentent par exemple des contraintes différentes de celles qui vivent en EHPAD.

Ce repérage peut se mettre en œuvre par différents moyens :

- Audiométrie tonale
- Audiométrie vocale dans le silence ou le bruit
- Acoumétrie vocale
- Tests avec des outils spécifiques
- Tests sur des bornes fixes
- Tests sur des logiciels informatiques
- Tests sur internet
- Questionnaires
- ...

Ces différents outils et instruments permettent d'identifier une gêne auditive et d'orienter le sujet vers un professionnel pour des tests plus complets. L'un des intérêts d'un repérage systématique est en effet de sensibiliser les personnes qui ne s'en seraient jamais plaintes et n'auraient pas consulté spontanément pour leurs problèmes auditifs sans ce repérage.

Pour illustration, l'étude AUDIOGENE a été réalisée en 2010 auprès de 72 médecins généralistes pour analyser les possibilités et l'intérêt d'un repérage systématique des troubles de l'audition pour les personnes de plus de 60 ans.

Ces médecins généralistes ont testé l'audition de 1.233 de leurs patients âgés de 60 ans et plus, sans pathologie auditive préexistante, lors d'une consultation courante.

Ces médecins ont utilisés l'outil « Audiotest » (Universal TM Hearing Screener) qui permet de tester séparément l'audition de l'oreille droite et de l'oreille gauche sur 4 fréquences (500, 1k, 2k et 4kHz) à une intensité de 40 dB.

Les résultats de ces tests ont apporté des informations pertinentes sur l'intérêt de ce repérage systématique. En effet :

- 784 patients (63.6%) présentaient une perte auditive nécessitant la réalisation d'un bilan complémentaire et susceptible d'une prise en charge médicale et éventuellement audioprothétique.

De plus, les questionnaires relevés auprès de 68 de ces médecins indiquent que :

- 29 médecins (43 %) ne s'attendaient pas à un tel taux de patients atteints de surdité et 39 (57 %) pensaient que sans le testeur, ils n'auraient pas suspecté les patients pour lesquels une perte auditive a été mise en évidence.
- 53 des 68 médecins (78 %) avaient dépisté à l'aide de ce test une surdité chez des patients qui ne s'étaient jamais plaints de perte auditive.
- 58 des 68 médecins (85 %) estimaient que la réalisation de ce test avait permis une prise de conscience du problème chez leurs patients.

Les données de cette étude soulignent la faisabilité et l'intérêt d'un repérage systématique des troubles de l'audition chez la personne âgée. Malgré les différentes recommandations, il n'existe cependant pas actuellement de protocole standardisé en France pour un repérage systématique des troubles de l'audition chez l'adulte. Compte-tenu de l'enjeu de santé publique que cela représente, il est certain que ces prochaines années verront se développer de nombreuses études et protocoles expérimentaux.

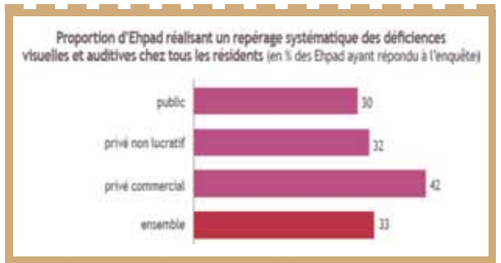
Le repérage pour les personnes dépendantes vivant en EHPAD

La situation pour les personnes âgées en EHPAD nécessite d'être particulièrement considérée, compte tenu de la fragilité de ces personnes dont les besoins sont encore plus importants.
Les protocoles de ce repérage systématique doivent être bien évidemment adaptés à la situation particulière de ces personnes âgées.

Malheureusement, le constat est, là aussi, fait qu'en dépit d'une apparente facilité pour réaliser ce repérage (grande disponibilité de ces personnes), sa mise en place est très déficitaire.

La situation est même alarmante, puisque d'après une enquête menée en 2016 par la fondation Médéric Alzheimer auprès de 2.176 EHPAD, seul 1 EHPAD sur 3 procède à un repérage systématique des déficiences auditives et visuelles des résidents.

Ces manques sont constatés tant au niveau du repérage des difficultés auditives que du diagnostic et de la prise en charge prothétique. Et même pour les personnes qui ont pu bénéficier de ce diagnostic et d'un appareillage auditif, les conditions de port et de suivi de leur appareillage sont souvent très insuffisantes.



Source : Enquête fondation Médéric Alzheimer - 2016

Les recommandations de l'ANESM sont pourtant claires à ce sujet, puisqu'elles préconisent de mettre en place un dispositif de veille permettant d'identifier les signes de déficience auditive et de la prendre en compte et en charge.

Il est donc essentiel que toutes les personnes âgées vivant en EHPAD puissent bénéficier de ces actions de repérage et de suivi, actions qui doivent être totalement intégrées dans le projet de soins de chaque résident.

6 La prise en compte de la dépendance et des troubles cognitifs dans la démarche prothétique auprès de personnes âgées vivant en EHPAD

Les audioprothésistes doivent prendre en charge et suivre de nombreuses personnes âgées dépendantes vivant en EHPAD, dont certaines présentent des troubles cognitifs parfois très importants. Ces patients doivent évidemment faire l'objet d'une prise en charge très particulière, et l'audioprothésiste doit intégrer sa démarche dans une action interdisciplinaire, impliquant tous les autres professionnels concernés.

Des éléments de cadrage issus de diverses sources, telles que les recommandations de l'ANESM, du BIAP,... permettent de cerner des priorités d'action et de disposer d'outils adaptés.

Le BIAP (Bureau International d'Audiophonologie) a notamment publié des recommandations qui concernent les bonnes pratiques pour l'appareillage auditif des personnes âgées en EHPAD :

- **BIAP Rec 06/13** : Evaluation de l'autonomie dans l'utilisation d'un appareillage auditif.
- **BIAP Rec 06/14** : Appareillage auditif de personnes âgées dépendantes.
- **BIAP Rec 06/15** : Formation destinée aux équipes d'hébergement et de service à domicile pour personnes dépendantes utilisant des aides auditives.

Dans le contexte d'un patient hébergé en EHPAD, il est important que l'audioprothésiste recueille des informations précises sur sa situation : type d'établissement, raison de son entrée dans l'établissement, niveau de dépendance et aides fournies dans l'établissement, activités quotidiennes, vie sociale, implication de la famille ou de proches, environnements sonores et besoins d'écoute...

Les contacts alors réalisés avec l'équipe de l'EHPAD, les professionnels de santé et l'entourage du patient doivent permettent de recueillir les données nécessaires à une bonne prise en charge.

En effet, chaque information est importante pour veiller à une prise en charge prothétique efficace et suivie. Les conditions de suivi prothétique du patient, mais aussi les risques particuliers de perte et de bris, doivent être prises en compte (assurances...).

Il faut que l'audioprothésiste analyse systématiquement et précisément les capacités du patient à gérer seul son appareillage ou non. La grille 06/13 du BIAP (Grille d'évaluation de l'autonomie dans l'utilisation d'un appareillage auditif) permet cette analyse. Dans les cas (très fréquents pour les patients en EHPAD) où le patient doit bénéficier d'une aide pour certaines tâches, il faut s'assurer que celle-ci pourra bien être fournie au sein de l'établissement.

1.	Contacter son audioprothésiste	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
2.	Se rendre chez son audioprothésist e	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
3.	Reconnaitre l'aide auditive droite de la gauche	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
4.	Mettre en place l'aide auditive	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
5.	Retirer l'aide auditive	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
6.	Mettre en marche et arrêter l'aide auditive	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
7.	Changer la pile ou l'accumulateur Recharger les aides auditives	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
8.	Nettoyer l'aide auditive quotidiennement	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
9.	Comprendre seul les consignes de port de l'appareillage (retirer l'aide auditive la nuit, lors de la toilette, ...)	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide
10.	Percevoir un dysfonctionnement de l'aide auditive (demander au patient de mettre en place l'aide auditive en ayant préalablement enlevé la pile et lui demander si elle fonctionne correctement)	☐ Autonome	☐ A besoin d'aide

Source : Rec 06/13 BIAP : Grille d'évaluation de l'autonomie dans l'utilisation d'un appareillage auditif

Si nécessaire, l'audioprothésiste doit proposer des formations spécifiques aux équipes de l'EPHAD dont voici quelques recommandations (cf BIAP) :

- Sensibilisation au repérage systématique des troubles de l'audition
- Information sur l'audition et la communication
- Formation théorique et pratique sur l'appareillage auditif et sa gestion quotidienne
- Conduite à tenir en cas de doutes ou de problèmes
- Modalités d'échanges entre l'audioprothésiste, le patient, l'équipe de l'EHPAD et les autres professionnels
- Implication de tous les professionnels de l'EHPAD
- Désignation d'un référent dans l'établissement (pour favoriser le suivi et la pérennité des actions)

Ces actions, réalisées dans un cadre interdisciplinaire, ont pour objectif de favoriser le repérage et le dépistage des troubles auditifs, la qualité de l'appareillage et du suivi prothétique, et les modalités de communication avec les personnes malentendantes concernées. Elles doivent également permettre de mettre en place les modalités d'échanges et d'informations qui garantissent un port efficace et durable de l'appareillage auditif.

Différentes initiatives menées en EHPAD ont ainsi permis d'améliorer radicalement et durablement la situation de personnes malentendantes appareillées ; L'étude AUTONOMIA publiée en 2017 a montré les effets d'une action de sensibilisation, de formation et de suivi menée auprès de 41 EHPAD dans la région des Hauts-de-France : Un état des lieux initial en septembre 2009 indiquait que seulement 18% des personnes appareillées dans ces EHPAD portaient leur appareillage auditif dans de bonnes conditions. Six ans plus tard, et grâce à la mise en place et au suivi de ces actions, 86% des résidents portent désormais leur appareillage dans de bonnes conditions.

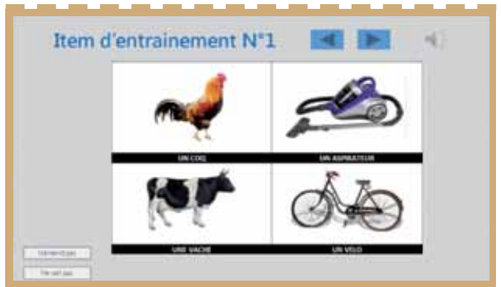
Pour les patients porteurs de troubles cognitifs, il faudra prendre en compte la situation spécifique du patient et la nature de ses troubles cognitifs afin notamment de fixer des objectifs raisonnables pour l'appareillage auditif. La stratégie prothétique sera ainsi adaptée à ces objectifs, en intégrant les limites de l'appareillage au regard des troubles auditifs et cognitifs.

La passation et l'interprétation des tests doivent également être adaptées. Les tests vocaux sont ainsi souvent plus difficiles à interpréter chez le patient porteur de troubles cognitifs : des unités vocales courtes (un mot monosyllabique par exemple) peuvent être correctement répétées par le patient, donnant un score vocal favorable alors que l'intelligibilité dans la vie quotidienne restera limitée.

Et une unité vocale plus longue (une phrase) pourra ne pas être correctement répétée, mettant potentiellement en cause l'intérêt ou la qualité de l'appareillage, alors que cette difficulté peut être liée exclusivement au trouble cognitif existant.

De nouveaux outils adaptés à ces patients doivent donc être développés pour permettre une meilleure évaluation du bénéfice prothétique. Citons pour illustration le logiciel I.DETECT (pour Identification-Détection) développé par Clémence BARRIERE, Pauline BOUDEELE et François LECLERCQ, il peut être utilisé pour évaluer et contrôler le bénéfice prothétique, même chez des patients Alzheimer aux fonctions cognitives trop dégradées pour pouvoir réaliser ou interpréter une audiométrie vocale.

Cette évaluation permet de contrôler la détection et l'identification (sur une liste fermée de 4 items) de bruits du quotidien, elle peut être réalisée avec et sans l'appareillage.



Source : Copie Ecran du Logiciel I.Détect

Plusieurs études récentes ont pu montrer le bénéfice prothétique chez des personnes qui présentent des troubles cognitifs, sous les réserves que l'appareillage ait été réalisé précocement, que les conditions de l'appareillage soient adaptées à la situation du patient, et que le suivi prothétique par l'audioprothésiste soit régulier.

L'étude SAGIPHA « Study About Geriatic Institut for People with Hearing Aids » publiée en 2017 a porté sur le bénéfice prothétique de 286 patients appareillés vivant en EHPAD et bénéficiant de ces conditions d'appareillage favorables.

Parmi ces patients, 93 présentent une maladie d'Alzheimer.

L'entourage (la famille ou l'équipe soignante) de ces 93 patients a été interrogé sur « le bénéfice de l'appareillage au niveau de la communication ». 69% considère que le bénéfice de l'appareillage est important, 23% que ce bénéfice est limité et 1% qu'il est nul (7% des patients ne portaient plus leur appareillage).

7 La téléaudiologie et les nouveaux outils de suivi prothétique, un enjeu pour l'avenir

Ces dernières années ont vu un développement important de l'utilisation du numérique dans le domaine de la santé. Les enjeux et les objectifs sont précis : améliorer l'accès aux soins et la qualité de prise en charge, diminuer les évènements graves, améliorer la qualité de vie...

Le domaine de l'audiologie est aujourd'hui très concerné, avec le développement de nouveaux moyens d'échanges et de communication au service des patients et des professionnels. Ces innovations et ces progrès technologiques vont permettre de faire évoluer les modalités de repérage des troubles auditifs, de procédures de tests, de réglages des appareils, de contrôles de fonctionnement et d'efficacité, de suivi et d'échanges entre le patient et l'audioprothésiste...

Pour les patients âgés résidant dans des établissements d'hébergement, ces différents outils vont constituer des éléments nouveaux et complémentaires aux actes présentiels indispensables de l'audioprothésiste. Bien utilisés, ils permettront d'améliorer les conditions de prise en charge et de suivi des personnes concernées, et ils favoriseront les échanges entre les différents professionnels impliqués, au service des patients et de leur entourage.

8 Bibliographie

Agence Nationale de l'Evaluation et de la qualité des services et établissements Sociaux et Médico-sociaux (ANESM), Qualité de vie en EHPAD – Volets 1 à 4), 2011-2012.

Agence Nationale de l'Evaluation et de la qualité des services et établissements Sociaux et Médico-sociaux (ANESM), Repérage des déficiences sensorielles et accompagnement des personnes qui en sont atteintes dans les établissements pour personnes âgées - Volet EHPAD), 2016.

Agence Nationale de l'Evaluation et de la qualité des services et établissements Sociaux et Médico-sociaux (ANESM), Repérage des risques de perte d'autonomie ou de son aggravation pour les personnes âgées - Volet EHPAD), 2016.

AGIRC-ARRCO, Bien vieillir : de l'importance de bien entendre, Etude nationale 2015-2016. Amieva H., Ouvrard C., Giulioli C., Meillon C., Rullier L., Dartigues JF., Self-reported hearing loss, hearing aids, ans cognitive decline in elderly adults : a 25-year study, Journal of the American Geriatrics Society, 2015, 63(10), 2099-2104.

Amieva H., Ouvrard C., Giulioli C., Meillon C., Rullier L., Dartigues JF., Self-reported hearing loss, hearing aids, ans cognitive decline in elderly adults : a 25-year study, Journal of the American Geriatrics Society, 2015, 63(10), 2099-2104.

Barrière C., Boudeele P., DEM'AUDIO : création et validation d'un test de repérage de la presbyacousie adapté aux patients atteints de la maladie d'Alzheimer, Mémoire en vue de l'obtention du Certificat de Capacité d'Orthophonie, Lille, 2016

Broquet E., Privation sensorielle auditive, déclin cognitif et risque de chute chez les sujets âgés institutionnalisés, Thèse doctorat médecine, 2013.

Bureau International d'Audiophonologie (BIAP), Recommandation 06/13 : Evaluation de l'autonomie dans l'utilisation d'un appareillage auditif, 2013.

Bureau International d'Audiophonologie (BIAP), Recommandation 06/14 : Appareillage auditif de personnes âgées dépendantes, 2014.

Bureau International d'Audiophonologie (BIAP), Recommandation 06/15 : Formation destinée aux équipes d'hébergement et de service à domicile pour personnes dépendantes utilisant des aides auditives, 2014

Coez A., Harichaux M., Prise en charge des troubles auditifs en EHPAD : un enjeu de santé publique, Les Cahiers de l'Audition, 2017, Vol 30 n°3.

Collet L., Perrot X., Questions / Réponses sur la maladie d'Alzheimer, la surdité et l'appareillage auditif, La Revue de Gériatrie, 2011, 36, 555-556. Lin F., Metter E., O'Brien R., Resnick S., Zonderman A., Ferrucci L., Hearing loss and incident dementia, JAMA Neurology, 2011, 68 (2), 214-220

Desfosses C., Prothèses auditives en EHPAD : recommandations de bonnes pratiques et rôle du médecin coordonnateur, Mémoire en vue du diplôme universitaire de médecin coordonnateur, Paris, 2012.

Direction Générale de la Santé, Direction Générale de l'Action Sociale et Société Française de Gériatrie et Gérontologie, Les bonnes pratiques de soins en établissement d'hébergement pour personnes âgées dépendantes, 2007.

Dupré-Lévêque D., Charlanne D., Entrée et accueil des personnes âgées en Etablissement d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes (EHPAD), La Revue de Gériatrie, 2015, 40(7), 409-416.

Fondation Médéric Alzheimer. La lettre de l'observatoire des dispositifs de prise en charge et d'accompagnement de la maladie d'Alzheimer. N°42 - Juin 2016 - Le sensoriel et la maladie d'Alzheimer en Ehpad

François C., Appareillage et suivi prothétique en maison de retraite : influence des différents acteurs de la santé autour de la personne malentendante, Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat d'audioprothésiste, Lyon, 2013.

Haeusler L., De Laval T., Millot C., Etude quantitative sur le handicap auditif à partir de l'enquête Handicap-Santé, Etudes et recherches - DREES, 2014.

Lécroart A., Projections du nombre de bénéficiaires de l'APA en France à l'horizon 2040-2060, Document de travail, Série sources et méthodes - DREES, 2011.

Leusie S., Privation sensorielle auditive et réhabilitation chez le sujet âgé : conséquences sur le fonctionnement cognitif. Neurons and Cognition [q-bio.NC]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015.

Lin FR., Ferrucci L., Hearing loss and falls among older adults in the United States, Archives of Internal Medecine, 2012, 172(4), 369-371.

Lin F., Metter E., O'Brien R., Resnick S., Zonderman A., Ferrucci L., Hearing loss and incident dementia, JAMA Neurology, 2011, 68 (2), 214-220.

Lin F. Yaffe K., Xia J., Harris T., Purchase-Helzner E., Satterfield S., Ayonayon H., Ferrucci L., Simonsick E., Hearing loss and cognitive decline in older adults, JAMA Internal Medecine, 2013, 173(4), 293-299.

Volant S., L'offre en établissements d'hébergement pour personnes âgées en 2011, Études et résultats - DREES, 2014.

Madjlessi A., Presbyacousie et 4ème âge - Prise en charge en institution : suivi et formation des personnels, Les Cahiers de l'Audition, 2012, 25(6), 48-49.

Mosnier I., Bebear JP., Marx M., Fraysse B., Truy E., Lina-Granade G., Mondain M., Sterkers-Artières F., Bordure P., Robier A., Godey B., Meyer B., Frachet B., Poncet C., Bouccara D., Sterkers O., Predictive factors of cochlear implant outcomes in the elderly, Audiology & Neurotology, 2014, 19(1), 15-20.

Petitot C., Perrot X., Collet L., Bonnefoy M., Maladie d'Alzheimer, troubles de l'audition et appareillage auditif, une revue des données actuelles, Psychologie et Neuropsychiatrie du Vieillissement, 2007, 5(2), 121-125.

Pouchain D, Dupuy C. San Jullian M., Dumas S., Vogel MF., Hamdaoui J., Vergnon L., La presbyacousie est-elle un facteur de démence ? Etude AcouDem, La Revue de Gériatrie, 2007, 32(6), 439-445.

Pross S., Bourne A., Cheung S., TeleAudiology in the veterans health administration, Otology & Neurotology, 2016, 37, 847-850.

Renard C., Harichaux M., Etude AUTONOMIA, Les Cahiers de l'Audition, 2017, Vol 30 n°3.

Renard C., Martinez JI., Harichaux M., SAGIPHA, Study About Geriatric Institute and Patients with Hearing Aids, Les Cahiers de l'Audition, 2017, Vol 30 n°3.

Le point sur les explorations fonctionnelles objectives : PEA, ASSR, Speech ABR, PEA corticaux : Quelles sont les innovations et utilisations en audiologie pédiatrique ? Quels progrès à venir ?

Isabelle ROUILLON, Natalie LOUNDON, Françoise DENOYELLE Unité d'Audiophonologie, Service ORL, Hôpital Necker-Enfants Malades, Paris

Le but des explorations objectives de l'audition chez l'enfant est de confirmer le diagnostic de surdité, de préciser les seuils auditifs ainsi que le type de surdité et si possible d'orienter vers le site lésé, et ce quel que soit l'âge de l'enfant.

Les innovations dans le domaine des explorations électro physiologiques permettent d'élargir leur champ d'action : étude du champ fréquentiel étendu aux fréquences intermédiaires grâce aux ASSR (Auditory Steady-State Response), exploration des neuropathies auditives/désynchronisation auditives (PEA précoces avec potentiel microphonique, ASSR, PEA corticaux). Par l'utilisation de stimuli complexes de type parole, c'est l'ensemble des voies impliquées dans le traitement auditif qui vont pouvoir être étudiées (Speech ABR-FFR (Speech-Evoked Auditory Brainstem Response/ Frequency-Following Response), PEAc). Grâce à ces innovations, il est possible d'évaluer la réponse corticale au stimulus vocal chez le tout petit que ce soit oreilles nues (retentissement cortical de la surdité) ou appareillé (étude du gain prothétique, impact de l'implantation cochléaire, par speech ABR et PEA corticaux). Ils permettent ainsi de guider la prise en charge du nourrisson, en objectivant l'efficacité du gain prothétique et ainsi améliorer le timing de l'implantation cochléaire précoce, de faciliter la prise en charge de cas complexes comme les NA/DA. Les Troubles du Traitement Auditif sont aussi accessibles à une évaluation électro physiologique (PEAc, speech ABR), ainsi que certains troubles des acquisitions (dyslexie...). De même il est maintenant possible d'analyser l'impact sur le cortex de la rééducation orthophonique (PEAc, speech ABR). L'ensemble de ces explorations initialement réservées aux équipes de recherche commence à se développer en pratique clinique courante.

1 Les PEA précoces ou PEAP

L'étude des potentiels évoqués auditifs de latences précoces (PEAP) est l'examen de référence pour confirmer le diagnostic de surdité chez le jeune enfant, permettant d'estimer les seuils d'audibilité principalement sur les fréquences aigues [1,2]. Ils reflètent l'activité électrique, en réponse à une stimulation sonore, produite le long des voies auditives de la cochlée au colliculus inférieur.

Les PEAP sont aussi indiqués dans les cas particuliers de retard de langage important à audiométrie tonale normale afin d'éliminer une neuropathie auditive, ou lorsqu'il existe une pathologie neurologique qui ne permet pas la réalisation de test d'audiométrie en comportemental (autisme, retard mental). Parfois il est utile d'obtenir un tracé objectif afin d'attester la réalité des seuils audiométriques subjectifs, comme dans le cas des surdités psychogènes ou de simulation.

Plusieurs stimulations acoustiques peuvent être utilisées : le clic, le tone burst et le chirp [3]. L'enregistrement peut se faire en mode « raréfaction », « condensation » ou en « alterné » selon les modalités de l'examen. L'analyse des PEAP va porter sur un train d'onde composé de 5 éléments, survenant dans les 10 msec qui suivent le stimulus.

Par le biais des PEAP, il est aussi possible d'enregistrer le potentiel microphonique cochléaire (PMC) qui correspond à l'activité vibratoire des cellules ciliées externes (CCE). Pour le mettre en évidence, il est indispensable d'utiliser des inserts, et stimuler à des intensités de 50 à 90 dB. Il est gommé par la technique « alternée » et doit donc être recherché en « raréfaction » et en « condensation », en effet il apparait en opposition de phase selon la polarité de ces deux modes de stimulation juste avant l'onde I. Sa latence est constante quelque soit l'intensité de stimulation, il est de morphologie oscillatoire et de latence brève (<0.5msec), de durée variable [4-6]. La recherche du PMC est utile devant toute surdité ou suspicion de neuropathie car il peut persister alors que les oto-émissions acoustiques provoquées (OEAP) ou les produits de distorsion acoustique (PDA) ont disparus. Il permet de préciser l'origine cochléaire ou rétro-cochléaire de la surdité.

Chez l'enfant de moins de 7 ans, les PEAP doivent être pratiqués sous sieste, avec un sommeil de bonne qualité (sieste naturelle avant l'âge de 1 an, potentialisée par une prémédication après 1 an : ATARAX® (Hydroxyzine dichlorhydrate), ou Mélatonine) [7].

Les résultats des PEAP sont toujours à interpréter en fonction de l'histoire clinique, de l'otoscopie, des résultats de l'audiométrie comportementale, des OEAP et PDA et plus récemment des ASSR. En l'absence de tout tracé, une surdité profonde ou une neuropathie auditive sont évoquées. Un PMC ample associé à un tracé de PEAP plat signe le diagnostic de neuropathie auditive /désynchronisation auditive (NA/DA) [8].

En cas de NA/DA, les anomalies retrouvées sont très variées : tracés complètement désynchronisés, présence isolée de l'onde I, ondes I et III seules sans onde V, respect de toutes les ondes mais allongement important des latences, ondes de plus faibles amplitudes, variabilité des tracés d'un moment à l'autre ou d'un examen à l'autre.

Les PEAP permettent d'une part l'estimation du seuil audiométrique pour les fréquences aigues, d'autre part d'apprécier la qualité de la conduction nerveuse et de la synchronisation des voies auditives. L'analyse des tracés peut apporter des éléments en faveur de la zone anatomique en cause, et orienter vers un diagnostic de surdité de transmission, de perception, cochléaire ou rétro-cochléaire. Il faut savoir renouveler l'examen chez un très jeune nourrisson notamment en cas de prématurité et de neuropathie auditive, car ces tracés peuvent évoluer dans le temps et le seuil obtenu non définitivement fixé.

Bien qu'il s'agisse d'un test objectif qui fait référence, il reste opérateur-dépendant et d'interprétation « subjective ». Il est donc indispensable de rester vigilant sur les critères de réalisation et d'en connaître les pièges et les limites [9].

2 Les ASSR

Les ASSR (Auditory Steady-State Responses) ont été décrits depuis les années 1980 par Galambos puis Picton [10-11]. Ils correspondent à l'enregistrement d'une réponse périodique dans l'EEG suite à la stimulation d'une zone précise de la cochlée à une fréquence particulière. Le stimulus est un son pur, la fréquence à tester est appelée fréquence porteuse (Fp) qui est modulée en amplitude à une fréquence appelée fréquence de modulation (Fm). Les ASSR reflètent la décharge synchrone des neurones auditifs accordés sur la Fp, mais synchronisant leur réponse sur la Fm. Le mode de multi stimulation permet de tester simultanément 4 fréquences différentes de façon binaurale [12-13]. L'analyse des résultats comporte un moyennage afin de faire émerger le pic enregistré à la Fm utilisée, du bruit de fond EEG ainsi qu'une décomposition fréquentielle afin de distinguer la présence de la réponse à la fréquence recherchée (analyse statistique). Il faut adapter le choix de la Fm à l'âge de l'enfant, à l'état de veille ou de sommeil, à la maturation des voies auditives [14]. Une Fm de 80Hz est à préférer si l'on test un jeune enfant ou un sujet endormi. En revanche une Fm basse de 40Hz est à privilégier dès que la personne peut rester éveillée car les réponses sont plus robustes et l'utilisation d'une Fm basse permet d'explorer de façon plus distales les voies auditives (intérêt dans les NA/DA et atteintes centrales). Comme tout test objectif les réponses doivent êtres cohérentes et reproductibles. Un facteur correctif doit être appliqué aux réponses enregistrées, adapté à l'âge, à la fréquence testée et aux seuils auditifs du patient. En cas de résultats discordants avec les résultats audiométriques et/ou les PEAP une autre pathologie doit être recherchée : otite séro-muqueuse, NA/DA, surdité en pente de ski. En cas de NA/DA, les réponses résistent mieux par rapport aux PEAP et cet élément de discordance supplémentaire est en faveur du diagnostic de NA/DA [15]. Les ASSR peuvent être utilisés en conduction osseuse et permettent ainsi de s'affranchir des problèmes transmitionnels [16], ce qui peut être très utile pour la prise en charge des surdités moyennes (notamment dans le cadre du suivi du dépistage néonatal). Les ASSR permettent aussi l'évaluation des seuils auditifs de patients appareillés [17], et sont à l'étude pour les patients implantés cochléaires (problèmes du traitement de l'artefact) [18].

3 Speech ABR

Les Speech ABR sont des PEA en réponse à des sons complexes (ou cABR). Ils permettent d'étudier les mécanismes du traitement sous-cortical des sons de la parole, de la musique... Ils proviennent en grande partie du collicullus inférieur. Le stimulus est par exemple un « da », constitué de 5 formants, délivrés par inserts à moyenne intensité. La réponse est constituée de deux parties : la première (ondes V-A) est la réponse impulsionnelle ou « onset response » correspondant au codage des variations temporelles rapides en rapport avec la consonne du stimulus. La deuxième partie ou « Frequency Following Response » (FFR) correspond au codage des harmoniques et de la structure périodique de la voyelle (ondes D-E-F). Le potentiel électrique enregistré correspond à l'activité de verrouillage de phase des neurones du tronc cérébral, synchronisés sur la fréquence de stimulation [19-20]. Les speech ABR permettent de révéler un défaut d'encodage des sons de parole au niveau du tronc cérébral. Plusieurs applications en découlent. Il est possible d'étudier le traitement de la parole en milieu bruyant : on observe une dégradation de l'encodage des sons de parole avec une moins bonne résistance du traitement de la consonne chez les individus normaux entendants et une meilleure résistance de la FFR [20-21]. L'étude de la FFR en condition de bruit, permet d'objectiver une plus forte amplitude de la réponse FFR chez les bons performeurs dans le bruit par rapport aux autres [21-22]. Lors d'études chez des enfants présentant un trouble des apprentissages, il a été observé une diminution de la réponse FFR, une amplitude plus faible et une durée allongée de la réponse impulsionnelle [21-23]. Il est possible aussi grâce aux speech ABR d'étudier l'impact du gain prothétique avec une augmentation de l'amplitude de la FFR chez les patients appareillés par rapport à ceux non appareillés [24]. De même l'impact de la musique, de l'entrainement auditif, peuvent être analysés [20,21,23,25]. Dans la majorité des études les résultats sont obtenus en moyennant les données de groupes de patients et non à l'échelle individuelle.

4 PEA corticaux

Les PEA tardifs ou PEA corticaux (PEAc) permettent d'évaluer la maturation du système auditif, les capacités de traitement auditif et l'audibilité de la parole. Ils donnent des informations sur l'origine et les processus impliqués dans le traitement du langage. Ces PEA sont réalisés sous éveil calme. Ils renseignent sur la taille de la population neuronale mise en jeu (amplitude), le temps (latences), la localisation (position des électrodes/scalp) du traitement du son. La parole étant le son le plus complexe qu'un sujet ait à analyser, les PEAc peuvent aider à comprendre quel aspect spécifique de ce message n'a pas été analysé correctement.

Plusieurs ondes peuvent être enregistrées et sont recueillies au-delà de 50 msec. Le complexe P1N1P2N2 correspond au traitement du stimulus vocal au niveau des cortex auditifs primaire et secondaire. D'autres ondes peuvent être étudiées dans les PEAc, qui sont liées à la survenue d'évènements : « Event-related potentials » ou ERP. Elles sont obtenues à l'aide d'un paradigme de déviance composé de séquences contenant un stimulus rare (15%) et un stimulus dit fréquent (85%). Ce sont : l'ACC (Acoustic Change Complex), la MMN (Mis-Match Negativity) et l'onde P3. L'ACC indique que le cortex a noté un changement dans le signal vocal (discrimination), la MMN indique que le changement a été perçu à un niveau pré attentif (de façon passive), et P3 que le changement a été noté de façon consciente [26-27].

L'onde P1 prend son origine au niveau du cortex auditif primaire et du thalamus et reflète la sommation de la transmission synaptique le long des voies auditives ascendantes [28]. C'est un biomarqueur qui permet d'évaluer la maturation corticale en réponse à un stimulus auditif (parole ou click) [28-30]. Les latences de l'onde P1 diminuent avec l'âge de l'enfant jusqu'à l'adolescence parallèlement à la maturation du cortex auditif. L'évolution des latences de P1, grâce à la maturation et à la plasticité du système nerveux central (SNC), est utilisée pour suivre l'impact et l'efficacité de l'appareillage et de l'implantation cochléaire en cas de surdité chez l'enfant [30-33]. Elle témoigne de la qualité de la stimulation sonore qui est perçue au niveau cortical avec un appareillage auditif (à condition que les seuils de stimulation soient de plus de 20dB au-dessus des seuils perceptifs de l'enfant). Si les latences de P1 restent trop retardées ou absentes il faut revoir le gain prothétique puis s'interroger sur une éventuelle indication d'implantation cochléaire [28,30,32,34]. Une étude faite en Australie à l'échelle nationale a portée sur l'évaluation individuelle par PEAc automatisés (ondes P1N2) des enfants sourds issus du dépistage afin d'adapter au mieux leur réhabilitation auditive [34]. L'étude de P1 peut aussi être utilisée pour guider la prise en charge de cas complexes comme les NA/DA [35].

De nombreuses études ont porté sur l'analyse des PEAc en cas de trouble du traitement auditif (TTA), de troubles des apprentissages..., avec des résultats hétérogènes mais qui mettent en évidence le plus souvent un allongement des latences et une diminution de l'amplitude des ondes enregistrées [36-39]. Dans les différentes études les résultats sont donnés individuellement ou pour des groupes de patients.

Enfin les PEAc permettent aussi d'objectiver les modifications corticales liées à l'entrainement auditif, à la rééducation orthophonique, avec une augmentation des amplitudes de N1 et P2 (interprété comme une amélioration du codage des modèles) et donc d'évaluer objectivement l'impact de la prise en charge sur le cortex [33-34,37].

Conflit d'intérêt : les auteurs ne rapportent aucun conflit d'intérêt.

Références

1. Avan P. Exploration fonctionnelle objective des voies auditives. Editions Médicales Internationales 1997;113-134.
2. Deguigne O, Darrouzet V. Electrophysiologie en ORL. Rapport de la Société française d'ORL et de chirurgie de la tête et du cou 2008;34-51.
3. Elberling C, Don M. Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects. J Acoust Soc Am. 2008 Nov;124(5):3022-37.
4. Deltenre P. Bilan fonctionnel neurophysiologique. Les Cahiers de l'Audition. Vol.20-n°6- Novembre/Décembre 2007;18-24.
5. Markessis E, Deltenre P. Apport de l'Electrophysiologie en Pédo-Audiologie. Les Cahiers de l'Audition. Vol.20-n°4-Septembre/Octobre 2007;38-53.
6. Berlin CI, Bordelon J, St John P, et al.. Reversing click polarity may uncover auditory neuropathy in infants. Ear Hear. 1998 Feb;19(1):37-47.
7. Guerlain J, Paul A, Rouillon I, Parodi M, Garabedian EN, Loundon N. Efficiency of Melatonin as Compared to Pentobarbital for Audiometry Brainstem Response in Children With Associated Disorders. Am J Audiol. 2016 Sep 1;25(3):206-10.
8. Starr A, Sininger Y, Nguyen T, Michalewski HJ, Oba S, Abdala C. Cochlear receptor (microphonic and summating potentials, otoacoustic emissions) and auditory pathway (auditory brain stem potentials) activity in auditory neuropathy. Ear Hear. 2001 Apr;22(2):91-9.
9. Rouillon I, Parodi M, Denoyelle F, Loundon N. How to perform ABR in young children. Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis. 2016 Dec;133(6):431-435.
10. Stapells DR, Linden D, Suffield JB, Hamel G, Picton TW. Human auditory steady state potentials. Ear Hear. 1984 Mar-Apr;5(2):105-13.
11. Stapells DR, Makeig S, Galambos R. Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1987 Sep;67(3):260-70.
12. John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW. Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. Audiology. 1998 Mar-Apr;37(2):59-82.
13. Picton TW, Dimitrijevic A, John MS. Multiple auditory steady-state responses. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl. 2002 May;189:16-21.
14. Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D. Human auditory steady-state responses. Int J Audiol. 2003 Jun;42(4):177-219.
15. Jafari Z, Malayeri S, Ashayeri H, Farahani MA. Adults with auditory neuropathy: comparison of auditory steady-state response and pure-tone audiometry. J Am Acad Audiol. 2009 Nov-Dec;20(10):621-8.
16. Casey KA, Small SA. Comparisons of auditory steady state response and behavioral air conduction and bone conduction thresholds for infants and adults with normal hearing. Ear Hear. 2014 Jul-Aug;35(4):423-39.
17. Sardari S, Jafari Z, Haghani H, Talebi H. Hearing aid validation based on 40 Hz auditory steady-state response thresholds. Hear Res. 2015 Dec;330(Pt A):134-41.
18. Mina F, Attina V, Duroc Y, Veuillet E, Truy E, Thai-Van H. Auditory steady state responses and cochlear implants: Modeling the artifact-response mixture in the perspective of denoising. PLoS One. 2017 Mar 28;12(3):e0174462.
19. Richard C, Jeanvoine A, Veuillet E, Moulin A, Thai-Van H. Exploration of the auditory system in humans: From click to speech auditory brainstem responses. Neurophysiol Clin. 2010 Nov-Dec;40(5-6):267-79.
20. Russo N, Nicol T, Musacchia G, Kraus N. Brainstem responses to speech syllables. Clin Neurophysiol. 2004 Sep;115(9):2021-30.
21. Anderson S, Skoe E, Chandrasekaran B, Zecker S, Kraus N. Brainstem correlates of speech-in-noise perception in children. Hear Res. 2010 Dec 1;270(1-2):151-7.
22. Johnson KL, Nicol TG, Kraus N. Brain stem response to speech: a biological marker of auditory processing. Ear Hear. 2005 Oct;26(5):424-34.
23. Wible B, Nicol T, Kraus N. Correlation between brainstem and cortical auditory processes in normal and language-impaired children. Brain. 2005 Feb;128(Pt 2):417-23.
24. Anderson S, Kraus N. The Potential Role of the cABR in Assessment and Management of Hearing Impairment. Int J Otolaryngol. 2013;2013:604729.
25. Slater J, Skoe E, Strait DL, O'Connell S, Thompson E, Kraus N. Music training improves speech-in-noise perception: Longitudinal evidence from a community-based music program. Behav Brain Res. 2015 Sep 15;291:244-52.
26. Jutras B, Koravand A, Leroux T. Cahier de l'audition 2010. Les potentiels évoqués auditifs et le trouble du traitement auditif. Volume 23. Numéro 6 ; 37-43.
27. Martin BA, Tremblay KL, Korczak P. Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. Ear Hear. 2008 Jun;29(3):285-313.
28. Sharma A, Glick H, Deeves E, Duncan E. The P1 biomarker for assessing cortical maturation in pediatric hearing loss: a review. Otorinolaringologia. 2015 Dec;65(4):103-114.
29. Sharma A, Kraus N, McGee TJ, Nicol TG. Developmental changes in P1 and N1 central auditory responses elicited by consonant-vowel syllables. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1997 Nov ; 104(6):540-5.
30. Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. Rapid development of cortical auditory evoked potentials after early cochlear implantation. Neuroreport. 2002b;13(10):1365–1368.
31. Carter L, Golding M, Dillon H, Seymour J. The detection of infant cortical auditory evoked potentials (CAEPs) using statistical and visual detection techniques. J Am Acad Audiol. 2010 May;21(5):347-56.
32. Sharma A, Martin K, Roland P, Bauer M, Sweeney H, Gilley P, Dorman M. P1 latency as a biomarker for central auditory development in children with hearing impairment. J Am Acad Audiol. 2005b;16(8):564–573.
33. Sharma A, Glick H, Campbell J. Central auditory development in children with hearing impairment: clinical relevance of the P1 CAEP biomarker in children with multiple disabilities. Hear Balance Commun. 2013;11(3):110–120.
34. Punch S, Van Dun B, King A, Carter L, Pearce W. Clinical Experience of Using Cortical Auditory Evoked Potentials in the Treatment of Infant Hearing Loss in Australia. Semin Hear. 2016 Feb;37(1):36-52.
35. Cardon G, Sharma A. Central auditory maturation and behavioral outcome in children with auditory neuropathy spectrum disorder who use cochlear implants. Int J Audiol. 2013 Sep;52(9):577-86.
36. Sharma M, Purdy SC, Newall P, Wheldall K, Beaman R, Dillon H. Electrophysiological and behavioral evidence of auditory processing deficits in children with reading disorder. Clin Neurophysiol. 2006 May;117(5):1130-44.
37. Barker MD, Kuruvilla-Mathew A, Purdy SC. Cortical Auditory-Evoked Potential and Behavioral Evidence for Differences in Auditory Processing between Good and Poor Readers. J Am Acad Audiol. 2017 Jun;28(6):534-545. doi: 10.3766/jaaa.16054.
38. Tomlin D, Rance G. Maturation of the Central Auditory Nervous System in Children with Auditory Processing Disorder. Semin Hear. 2016 Feb;37(1):74-83.
39. Koravand A, Jutras B, Lassonde M. Abnormalities in cortical auditory responses in children with central auditory processing disorder. Neuroscience. 2017 Mar 27;346:135-148.

Le point sur les dispositifs implantés actuels et prochains (osseux, IOM, cochléaires). IC et appareil contro-latéral. Communication IC et appareil : quelles synergies entre l'aide auditive et le processeur ?

Mathieu ROBIER Audioprothésiste DE, Membre du Collège National d'Audioprothèse
Paul-Edouard WATERLOT Audioprothésiste, Aire sur la Lys
Frédéric REMBAUD Ecole d'Audioprothèse, Cahors

Le point sur les dispositifs implantés actuels et prochains (osseux, IOM, cochléaire).

Réhabilitation par voie osseuse :

	Indications	Mode de transmission	Gain	Prise en charge	Commentaires
Branche de lunette	Surdité de transmission mixte ou SSD	Pression de la branche sur la mastoïde	2 puissances : - Moyenne - Puissante	LPPR à 199,71 euros	Attention aux contraintes de ce système : Choisir une monture rigide garantira une pression suffisante pour une bonne conduction du signal.
Pilier	Surdité de transmission mixte ou SSD	À travers le pilier ostéointégré	3 choix de puissance : - Moyenne - Puissante - Surpuissante	LPPR à 900 euros à 100% de la base	L'arrivée de systèmes puissants permettent désormais de réhabiliter ces patients souffrants d'une surdité mixte dont le seuil en CO jusqu'à 60dB.
Aimant	Surdité de transmission pure ou SSD	2 parties : - Aimant sous-cutané - Aimant sur le processeur Transmission à travers la peau	Gain modeste qui ne permet pas de réhabiliter au-delà de 35dB de seuil en CO	LPPR à 900 euros et à 100% de la base	Attention au choix de la force de l'aimant. Une trop forte pression peut entrainer un échauffement cutané et conduire, s'il n'y a pas une surveillance régulière, à la nécrose de la peau.
Adhésive (évolution)	Surdité de transmission pure ou SSD	Adhésif sur la peau	Gain faible Il n'est pas recommandé au-delà de 25dB en CO	LPPR à 199,71 euros	L'adhésif doit être changé entre 1 et 3 fois par semaine. Il s'agit d'une bonne alternative pour ces patients refusant la chirurgie.
Implanté (évolution)	Surdité de transmission mixte ou SSD	Vibrateur implanté chirurgicalement	Vibrateur plus puissant que certaines alternatives permettant de corriger pour des seuils en C0 allant jusqu'à 45dB	Pas de prise en charge	Ce système peut être proposé lorsque les autres solutions plus classiques ne peuvent être proposées. Ce qui explique que les indications soient restreintes.

Réhabilitation avec implant d'oreille moyenne

	Indications	Mode de transmission	Gain	Prise en charge	Commentaires
Semi-implantable	Surdité de perception et de transmission	VORP est clipsé sur la branche descendante de l'enclume.	Amplification importante dans les aigus. Pour les surdités neurosensorielles, le mode de stimulation permet de diminuer le risque de Larsen par rapport à l'appareillage conventionnel mais peut apparaitre dès que l'amplification est importante. Le tympan génère une vibration dans le CAE pouvant être captée par le micro.	0 euros pour les surdités neurosensorielles car la HAS a estimé que le bénéfice rendu n'était pas supérieur à l'appareillage conventionnel. Pour les surdités de transmissions ou mixte la partie interne est prise en charge intégralement et l'audio processeur sur une basse de 900 euros.	Ce dispositif est particulièrement bénéfique pour les cas où les autres systèmes en CO n'offrent pas un bénéfice suffisant.
Tout implantable (évolution)	Surdité de perception et de transmission	Amplification des mouvements de la chaine ossiculaire	Gain identique au semi-implantable	Pas de prise en charge pour le moment.	Ce système est encore peu répandu compte tenu de son absence de remboursement mais il offre au patient une alternative invisible. On peut donc espérer une prise en charge que dans le cas de surdité mixte comme le semi-implantable.
Implant cochléaire	Surdité de perception dont le bénéfice prothétique est inférieur à 50% d'intelligibilité avec prothèses et dans le cas d'une oreille unique et fluctuante.	Stimulation électrique grâce aux électrodes placées dans la cochlée	Le mode de stimulation permet d'obtenir une amélioration significative du gain tonal mais le but est d'améliorer l'intelligibilité des utilisateurs.	Compte tenu du bénéfice apporté, la HAS a recommandé une prise en charge intégrale que ce soit pour la partie interne et externe en 2007.	À mon avis, les évolutions, à court terme de la partie interne, risquent d'être limitées. On peut, par contre, imaginer le développement de nouveaux faisceaux permettant une meilleure conservation des reliquats auditifs voir même un système robotisé pour faciliter l'insertion. Les prochaines évolutions se feront dans le domaine du traitement du signal et la connectivité avec des accessoires et la prothèse controlatérale.

La population d'implantés cochléaires ne cesse de croître en France et dans le monde. Nous serons tous de plus en plus confrontés à réaliser des prises en charge de patients bénéficiant d'un système bimodal. Les industriels d'implants cochléaires et de prothèses auditives s'organisent afin de créer une synergie dans une réhabilitation complexe où le « central » restera toujours l'organe déterminant pour la meilleure audition possible. A nous d'être source de propositions afin d'accompagner au mieux cette population. A nous d'être formés pour maitriser les avancées technologiques mises en place par nos industriels qui se regroupent. Le travail en équipe pluridisciplinaire prend encore une nouvelle dimension avec l'exportation de paramètres issus des MAPS de réglage des implants cochléaires, et leur importation dans les réglages des prothèses auditives controlatérales afin de fournir la meilleure synergie possible.

Surdités unilatérales et asymétriques : physiologie bilan audioprothétique

Etudes cliniques : optimisation des réglages de l'appareil controlatéral dans l'appareillage bimodal

La surdité profonde unilatérale ou bilatérale asymétrique est une affection fréquente chez l'adulte (Firszt et al..(2006); Scheffler et al.. (1998)). La prévalence chez l'enfant est de 3% dont 0,5 à 0,8/1000 de surdités profondes (dépistage néo-natal de la surdité). Les conséquences chez l'enfant sont multiples : retard d'apparition des vocalisations pré-verbales (Kishon-Rabin et al.. 2015), défaut d'attention, troubles du comportement, retard scolaire. Chez l'adulte, La diminution de l'asymétrie inter-hémisphérique du traitement du signal sonore va entrainer des troubles de la perception de la parole en milieu bruyant, des problèmes de localisation de la source sonore et de sa qualité. Des efforts auditifs apparaissent et sont sources de fatigue et de stress.

La physiologie de l'audition binaurale fait appel à deux fonctions centrales :

- une fonction de bas niveau qui se situe au niveau du complexe olivaire supérieur (localisation spatiale du son).
- Une fonction de plus haut niveau dédiée à la discrimination en milieu bruyant.

Indices acoustiques à la base de la localisation

Rayleigh (Duplex Theory, 1907) détermine les deux indices acoustiques à la base de la localisation : l'indice interaural de temps (ITD : interaural time difference) et l'indice interaural de niveau (ILD interaural level difference). Figure 1

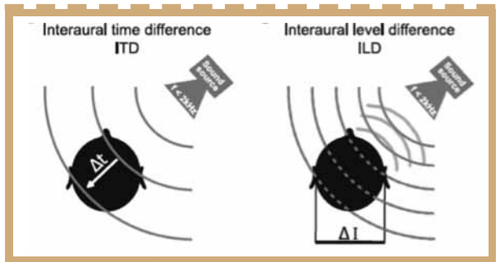


Figure 1 : Grothe et al..,2010

La différence interaurale de temps s'explique par le fait que l'onde sonore parcourt une distance plus longue d'une oreille à l'autre. Ce phénomène varie de 0 à 700 µsec et est perçu dès 10 µsec, il est effectif pour les fréquences inférieures à 1,5 kHz avec un maximum à l'azimuth 90°. Ce sont les neurones du complexe olivaire médian qui vont traiter cette information. La différence interaurale de niveau s'explique par la diffraction des ondes sonores sur la tête et le pavillon, elle varie en fonction de la fréquence et est traitée au niveau du complexe olivaire supérieur latéral, les neurones sont stimulés par des entrées ipsilatérales et inhibés par les entrées controlatérales, le système est donc très sensible aux variations de niveaux.

Les effets binauraux

Il existe trois effets binauraux pour le traitement de l'onde sonore.

La redondance binaurale ou effet de sommation :

Le nombre de pulses auditifs double lorsque deux oreilles reçoivent le stimulus. L'effet de sommation varie de 2 à 10 dB en fonction du type de signal et du type de bruit utilisé. On note une amélioration de la perception de l'intensité et de la fréquence (Fletcher & Munson, (1933) ; Dillon (2001)).

L'effet d'ombre de la tête :

Il implique que les sources sonores soient spatialement séparées, la diffraction des ondes sonores liées à la présence physique de la tête va permettre une adaptation des rapports signal/bruit (RSB) à chaque oreille. Cette différence mesurée peut atteindre 15dB.

L'effet de démasquage binaural (effet squelch ou effet de Hirsh) :

Cet effet est purement central et implique que les sources sonores soient spatialement séparées, il varie de 1 à 12 dB selon le type de bruit compétitif (son pur, babble noise...).

Bilan audiologique / audioprothétique

Le bilan audioprothétique consiste à tester les effets binauraux avec trois conditions de tests dérivées du test de Hirsh(1948). Figure 2.

Ce bilan pourra être complété par des tests de localisation (Stéréaudiométrie de Decroix Dehaussy et détermination de l'angle moyen d'erreur rms par exemple), et un test de discrimination dans le bruit (Matrix, détermination du RSB pour le SRT (50% d'intelligibilité)). L'utilisation de questionnaires de qualité de vie SSQ (Speech, Spatial & Qualities of Hearing scale Noble & Gatehouse, 2004) ou APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit, Cox & Alexander, 1995) vont permettre de quantifier l'apport en condition de vie réelle.

Optimisation des réglages de l'appareil auditif dans le cadre d'un appareillage bimodal :

Contexte : Plus de 2/3 des implantés cochléaires présentent une audition résiduelle controlatérale appareillable. Scherf (2014) a montré que le manque d'apport significatif de l'appareil controlatéral contribuait à son abandon, Devocht(2015) précise que cet abandon dépend des seuils auditifs résiduels. Dans une étude rétrospective menée en Europe, Scherf (2014) dresse un constat sans appel ou seulement 12 % des réglages implant/appareil sont coordonnés. Ce constat amène à poser la problématique suivante :

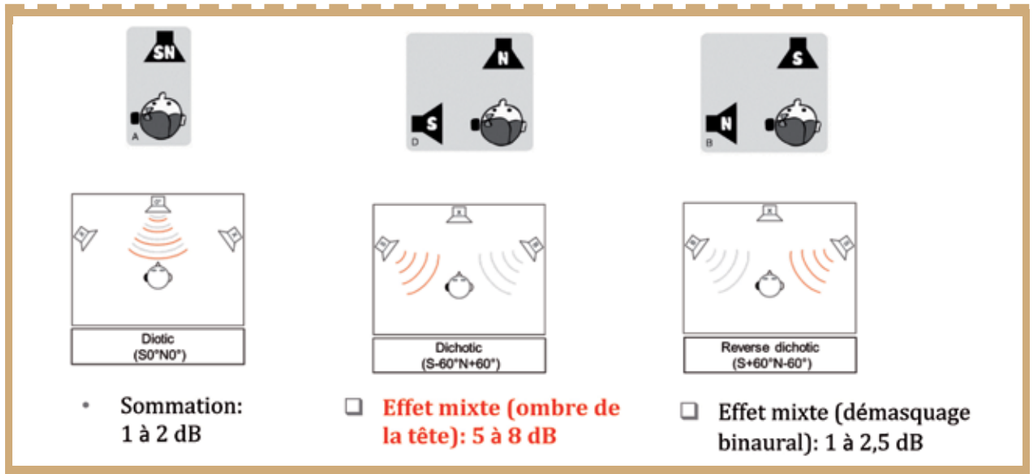


Figure 2. Conditions de tests : mesure des effets binauraux.

Un réglage approprié et équilibré de l'aide auditive permet-il d'améliorer la compréhension en milieu calme, en milieu bruyant et la localisation ? Quels sont les critères audioprothétiques à privilégier lors d'une adaptation bimodale ?

2 études cliniques menées par des étudiants nous apportent des premiers éléments de réponses.

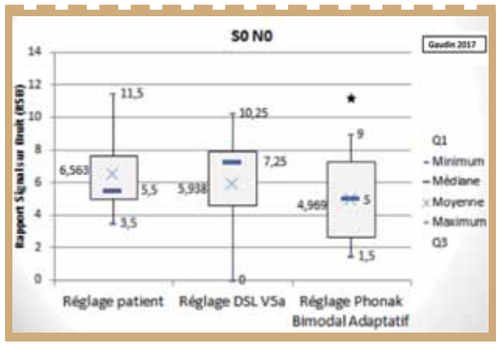
- **Comparaison de deux techniques de réglage de l'appareil controlatéral et du réglage existant dans le cadre d'un appareillage bimodal** (Romane Gaudin, 2017, mémoire de fin d'étude fougères).

Cette étude a été menée sur une population de 8 patients (4 hommes, 4 femmes), âge moyen 62,5 ans, implant > 1 an, oreille AA seuils < 110 dB HL, ne présentant pas de troubles cognitifs. Trois réglages sont comparés : natif, réglage DSLv5 stéréo équilibré, réglage phonak bimodal.

Les tests suivants sont réalisés : AVS (fournier), Phrases du HINT avec OVG Dodelé en diotique, dichotique et dichotique inverse, localisation spatiale 5 HP (500 Hz et 2KHz). Questionnaires APHAB, SSQ12, et MMSE. Le protocole est réalisé en cross over double aveugle.

Résultats :

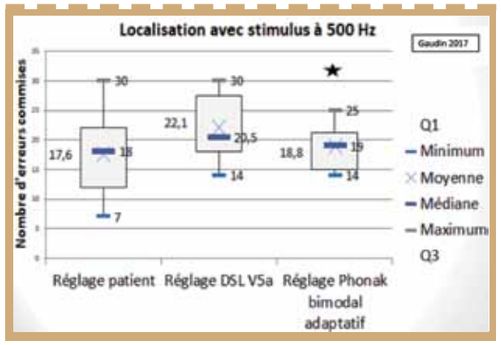
Condition : Phrase et bruit à azimut 0° :



	Patient	DSL v5a
Phonak Bimodal Adaptatif	P = 0,04966	P = 0,235
DSL v5a	P = 0,5541	

La condition diotique est améliorée de manière significative entre le réglage natif et le réglage phonak bimodal.

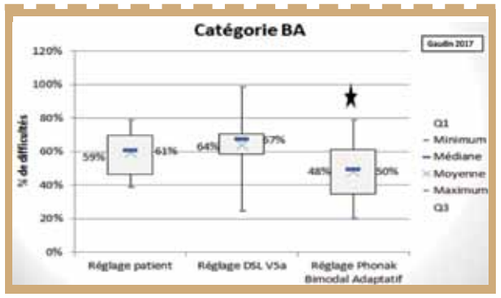
Epreuve de Localisation à 500 HZ :



	Patient	DSL v5a
Phonak Bimodal Adaptatif	P = 0,5512	P = 0,0339
DSL v5a	P = 0,1411	

Le réglage phonak bimodal améliore la localisation à 500 Hz de manière significative par rapport au réglage dslv5

Questionnaire APHAB catégorie bruits ambiants (BA) :



	Patient	DSL v5a
Phonak Bimodal Adaptatif	P = 0,03429	P = 0,03461
DSL v5a	P = 1	

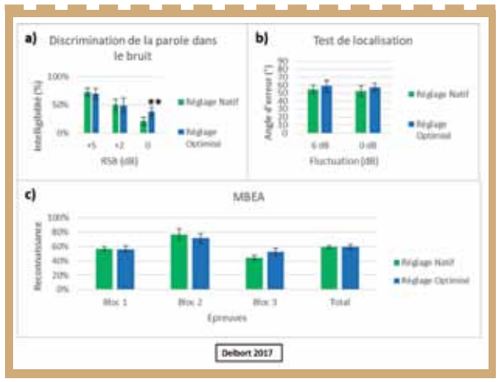
Le réglage phonak bimodal améliore de 16 points et de manière significative le pourcentage de difficulté lorsque le patient est confronté à une situation bruyante.

Optimisation des réglages de l'aide auditive controlatérale chez le patient implanté cochléaire unilatéral (Jean-Philippe DELBORT, 2017, Mémoire MASTER II, Montpellier)

L'étude a été réalisée sur une population de 10 patients (6 hommes, 4 femmes), d'âge moyen 69 ans, avec une surdité post-linguale, présentant 75% intelligibilité à RSB +10 (phrases MBAA) ne possédant pas de troubles cognitifs. Le réglage natif et le réglage expérimental (stéréoéquilibrage croissance de sonie, pas d'amplification des seuils > 80 dB HL et F > 2KHz, taux de compression élevés) sont comparés.

Les tests suivants sont réalisés : Phrases du MBAA (Cormary) + Coktail party à RSB +5; +2 ; 0. Localisation spatiale 12 HP (Galvin) avec un stimulus gunshot (125Hz/6KHz, 200 ms). Stimuli à 65 dB SPL. Une évaluation de la perception de la musique tirée de la batterie de test (Isabelle Peretz Institut du BRAMS Montréal) dérivée du MBEA.

Résultats :



Le réglage optimisé améliore de manière significative la discrimination de la parole dans le bruit pour un RSB de 0 dB.

Discussion et conclusion

La stratégie d'adaptation Phonak bimodale n'est pas incohérente et améliore la localisation et la compréhension dans le bruit dans certaines conditions. Le fait de privilégier les basses fréquences et de ne pas amplifier les hautes fréquences ainsi que le stéréoéquilibrage en croissance de sonie n'est pas incohérent et améliore la perception de la parole dans le bruit. Ces études montrent que les réglages natifs représentent une bonne base.

Il est essentiel que les deux systèmes travaillent ensemble et qu'ils aient, si possible, un fonctionnement similaire (stratégie de réglage fabricant ou audio).

Remerciements

Une partie de cette présentation est issue des travaux du Professeur Mathieu MARX (CHU Purpan Toulouse) que je remercie de son soutien. Je remercie Melle GAUDIN, Mr DELBORT et Mr LEBOUR pour leur travail et leur collaboration.

Références

Cox RM, Alexander GC (1995). The abbreviated profile of hearing aid benefit. Ear and Hearing. April;16(2):176-86.

Delbort JP, (2017), Optimisation des réglages de l'aide auditive controlatérale chez le patient implanté cochléaire unilatéral, mémoire MASTER II, Montpellier

Devocht EM, George EL, Janssen AM, Stokroos RJ.(2015) Bimodal Hearing Aid Retention after Unilateral Cochlear Implantation. Audiology and Neurootology.;20(6):383-93.

Dillon H, (2001)Hearing Aids. Editions Thieme

Firszt JB, Ulmer JL, Gaggl W.(2006) Differential representation of speech sounds in the human cerebral hemispheres. The Anatomy Record. Avril;288(4):345-57.

Fletcher H, Munson WA(1933). Loudness, its definition, measurement and calculation the Journal of the Acoustic Society of America

Gatehouse S, Noble W. (2004)The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). International Journal of Audiology. Février;43(2):85-99.

Gaudin R, (2017), Comparaison de deux techniques de réglage de l'appareil controlatéral et du réglage existant dans le cadre d'un appareillage bimodal, mémoire de fin d'étude Fougères.

Grothe B., Pecka M.,Mc Alpine D., (2010), Mechanisms of sound localization in mammals, Physiological review, juillet 90(3): 983-1012.

Kishon-Rabin L, Kuint J, Hildesheimer M, Ari-Even Roth D.(2015) Delay in auditory behaviour and preverbal vocalization in infants with unilateral hearing loss. Developement Medecine and Child Neurology. Decembre;57(12):1129-36. doi: 10.1111/dmcn.12812.

Rayleigh.(1907) Duplex Theory, On our perception of the direction of a source of sound Philosophy magazine.13. 214-232

Scherf FW, Arnold LP; (2014) Exploring the clinical approach to the bimodal fitting of hearing aids and cochlear implants: results of an international survey. Acta Oto-laryngologica. Nov;134(11):1151-7.

Scheffler K, Bilecen D, Schmid N, Tschopp K, Seelig J.(1998) Auditory cortical responses in hearing subjects and unilateral deaf patients as detected by functional magnetic resonance imaging. Cerebral Cortex. Mars;8(2):156-63.

OTICON | **Opn**

ConnectClip, le seul accessoire « Made for Everything* »

*la connectivité illimitée

« Made for all »

Made for iPod iPhone iPad

Works with Android™

Autres smartphones modernes

Le ConnectCLip ne cessera pas de vous surprendre avec ses fonctions uniques et exclusives.

Streaming Stéréo

Microphone distant

Mais aussi :

- Casque bluetooth pour ordinateur
- Télécommande format réduit

Prodition S.A.S., Parc des Barbanniers, 3 allée des Barbanniers, 92635 GENNEVILLIERS CEDEX - SIREN 301 689 790 R.C.S. NANTERRE

Le tout en qualité sonore Opn et sans aucun compromis sur l'audiologie, le son à 360° et l'option rechargeable !

Profitez de toutes les possibilités qu'offre le ConnectClip...
Pour en savoir plus, contactez-vite votre **Responsable Régional** ou le service commercial au **01.41.88.01.50.**

oticon PEOPLE FIRST

Apple, le logo Apple, iPhone et iPod sont des marques de commerce d'Apple Inc., déposées aux Etats-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc. Android, Google Play et le logo Google Play sont des marques de commerce de Google Inc. Le robot Android est reproduit ou modifié à partir de travaux créés et partagés par Google, et utilisés conformément aux conditions décrites dans la licence d'attribution CReative Commons 3.0.

Cas clinique : Cas de Mlle C., 20 ans aujourd'hui.

Charlotte BALET Audioprothésiste, Périgueux

C. est une petite fille née en février 1997. A cette période, le dépistage systématique de la surdité n'est pas en place (arrêté du 23 avril 2012). La première consultation ORL a lieu en février 2000 à l'hôpital, visite motivée par les doutes des parents. L'appareillage auditif de Mlle C. intervient à l'âge de 3 ans, sur une surdité sévère bilatérale symétrique.

Nous allons retracer les évolutions au plan audiométrique, prothétique, technique, individuelle qu'a rencontrées cette enfant devenue adulte aujourd'hui et qui vient d'être implantée du côté gauche.

Au plan étiologique, l'origine de cette surdité neurosensorielle reste inconnue : le bilan génétique ne révèle, entre autre, pas de mutation de la connexine ; les bilans ophtalmologique et cardiologique sont normaux ; le scanner des rochers ne montre pas de malformation. La piste du CMV est évoquée du fait d'épisodes potentiellement fébriles pendant la grossesse mais sans preuve biologique.

Depuis le diagnostic, le suivi ORL a eu lieu tous les 6 mois : la Figure 1 fait apparaître un audiogramme tonal de 2003 et un de 2017. Celui-ci révèle l'évolution de la perte auditive, sévère initialement, vers une surdité profonde de type I à droite (93.75dB) et de type II (100 dB) à gauche. Parallèlement, nous avons pu mesurer une évolution de ses seuils d'inconfort, réduisant considérablement sa dynamique résiduelle. (Figure 1)

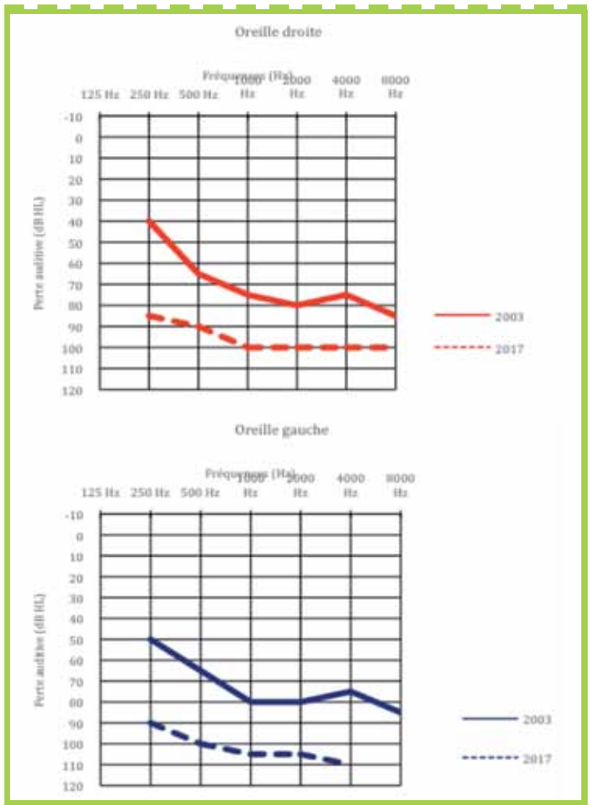


Figure 1 - Audiométrie tonale au casque 2003-2017

Dans le cadre du bilan pré-implant, a été réalisé un GAP test et un DECAY test. Les seuils subissent une décroissance rapide sur le DECAY test. Ces éléments évoquent une neuropathie auditive. Parallèlement à ces évolutions audiométriques au plan tonal, aucune intelligibilité n'est actuellement mesurable au casque.

Le suivi audioprothétique a eu lieu tous les 2 mois jusqu'en 2015 puis tous les 3 mois depuis. La figure 2 retrace les évolutions des aides auditives portées par Mlle C. Initialement appareillée en contours numériques associés à des embouts silicones, Mlle C. a été équipée de mini-contours avec écouteurs puissants sur embouts fermés en 2012 puis surpuissants en 2016 ; cette solution répondait entre autres à un souci de discrétion en pleine période d'adolescence, sans compromis sur l'efficacité.

Le bilan pré-implant a nécessité l'essai de 2 contours surpuissants avec embouts silicones, mais Mlle C. a préféré, à l'issue de cet essai, conserver son appareillage en RIC sur l'oreille non implantée. (Figure 2)

La scolarité de cet enfant s'est déroulée sans difficulté particulière en milieu ordinaire et a permis l'obtention d'un bac ES. Elle a bénéficié d'un micro HF du CP à la fin du collège et d'une prise en charge orthophonique pendant le primaire.

Autant les résultats prothétiques en audiométrie tonale en champ libre ont pu être maintenus malgré la dégradation de sa surdité, autant l'audiométrie vocale en champ libre révèle une dégradation importante de l'intelligibilité au fil des années, non sans impact sur la fatigabilité de Mlle C. en classe. (Figure 3)

La question de l'implantation cochléaire a régulièrement été évoquée, souvent suite aux bilans audiométriques ORL, aux mesures audioprothétiques, et face aux inquiétudes quant à l'évolution de cette surdité. Mlle C. a très longtemps rejetée en bloc cette idée jusqu'en 2016.

Notre rôle a été de l'accompagner dans sa réflexion, aussi souvent que nécessaire, et en lui apportant le plus de réponses possibles dans la mesure de nos compétences, sans pour autant influer sur sa décision.

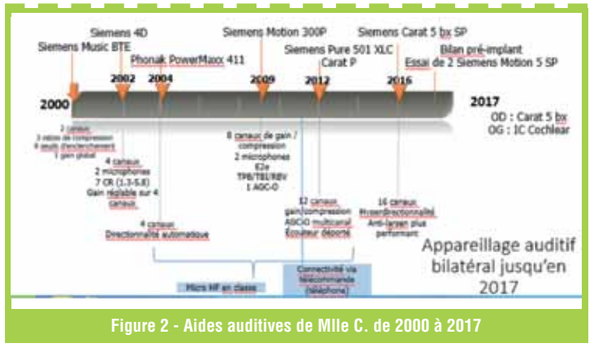


Figure 2 - Aides auditives de Mlle C. de 2000 à 2017

Figure 3 - Audiométrie vocale dans le silence en champ libre

2017 : Quelles attentes ? Quelles perspectives ?

Mlle C. bénéficie d'un équipement bimodal : sur l'oreille droite, elle a conservé son RIC associé à un écouteur surpuissant et un embout fermé ; du côté gauche, elle a été implantée en juin et nous sommes à un mois et demi post-activation (3 réglages réalisés). Ses repères auditifs du côté implanté ont été perturbés ; des progrès se font quotidiennement. Elle décrit ainsi ses sensations actuelles :

«Au début, les bruit étaient métalliques, j'étais totalement perdue dans mes repères. Je ne savais pas reconnaitre les sons ni savoir d'où il venait. Peu à peu et grâce aux réglages, je commence vraiment à bien évoluer. Lors des balades, entendre les bruits de feuilles, de vent, les oiseaux et surtout entendre le moteur d'une voiture sans l'apercevoir, c'est juste formidable. Avant, elle était à 15m derrière moi, je ne l'entendais plus.

A la télé, l'implant seul reste encore un exercice délicat mais en associant avec ma prothèse je n'ai plus besoin de lire les sous titres.

Par moment je m'amuse à éteindre la prothèse et utiliser que l'implant lorsqu'une personne me parle dans un environnement calme et je comprends l'essentiel de la discussion. Même, je réagis sans que la personne soit en face de moi. Donc au début j'étais frustrée avec un regret... aujourd'hui je suis plutôt contente de voir l'évolution sachant qu'il y a du travail. Pour l'implant, il est encore trop tôt de dire quelque chose. Cela fait à peine 1 mois que je l'ai. »

Au travers de ce cas clinique, j'ai tenté de vous décrire une patiente avec ses spécificités. Notre prise en charge audioprothétique se doit d'être individualisée. C'était notre défi d'hier, celui d'aujourd'hui et ce sera sans aucun doute celui de demain.

Cas clinique d'un patient acouphènique

David COLIN Audioprothésiste, docteur en Neurosciences, Responsable des études en Audioprothèse, Université Lyon 1
david.colin@univ-lyon1.fr

On estime que les acouphènes touchent entre 10 % et 30 % de la population mondiale, cela va de la perception ponctuelle peu gênante à une perception de l'acouphène très invalidante. Nous allons décrire ci-dessous le cas relativement classique d'un patient, Mr T qui est âgé de 61 ans et qui présente un acouphène unilatéral, très invalidant, du côté gauche. Il suit depuis trois ans un traitement antidépresseur prescrit par son médecin. Il ne se sent pas particulièrement gêné par son audition, pourtant sa baisse d'audition est réelle (figure 1). C'est principalement son acouphène qui le gêne et qui le pousse à venir nous consulter sur les conseils de son ORL.

Premier rendez-vous

Lors du 1er rendez-vous, nous réalisons, en plus des tests audiométriques classiques et de l'anamnèse, un questionnaire répertoriant le handicap lié à l'acouphène (THI - Tinnitus Handicap Inventory) ainsi qu'un questionnaire reprenant l'historique de l'acouphène. Ces questionnaires servent à évaluer la gêne perçue par le patient et à quantifier l'évolution de la gêne. Mr T. présente un score de 68 sur 100 au THI, ce qui signifie que son acouphène est très invalidant et qu'il a un retentissement significatif sur sa vie. Lorsque le score au THI est inférieur à 40 sur 100, on estime que l'acouphène reste à l'état de gêne sans impact majeur sur la vie du patient.

Lors de ce premier rendez-vous, nous mesurons également le spectre de l'acouphène et réalisons des courbes de masquage (figure 2) ainsi qu'une mesure de l'inhibition résiduelle. Ces différentes mesures jouent un rôle prédictif quant à la méthode et le matériel utilisé. Lors de ce premier rendez-vous, de nombreuses explications sont données au patient, sur son audition et sur les acouphènes. Cette partie de counseling sera également complétée au fur et à mesure du suivi du patient. Cependant, il est toujours intéressant d'expliquer au patient, le déroulé des futures séances et de le prévenir des difficultés que nous pouvons rencontrer. Ceci évitera que le patient s'inquiète ou soit surpris par la tournure des évènements. Par exemple, on peut le prévenir que le masqueur peut modifier le spectre de son acouphène ou que, compte tenu de sa perte auditive sur l'oreille droite, il est possible qu'il perçoive un acouphène très faible à droite mais qui ne le gêne pas pour l'instant car son acouphène à gauche est très "fort". En effet, il n'est pas rare qu'un patient présentant un acouphène très gênant sur l'oreille gauche, perçoive l'acouphène de l'oreille droite lorsque celui du côté gauche aura diminué ou disparu. C'est pourquoi dans le cas de Mr T, il est conseillé d'appareiller de façon binaurale car il est fort probable qu'en obviant l'acouphène gauche, il perçoive son acouphène droit, de plus sa perte auditive le justifie.

La privation auditive entraîne des changements structurels et fonctionnels dans les voies auditives. L'activité des fibres nerveuses des zones lésées est réduite avec comme corrélat une activité neurale augmentée à pratiquement tous les niveaux dans les voies auditives centrales. Selon Arnaud Norena (2011), « cette hyperactivité résulterait d'un mécanisme adaptatif (plasticité homéostatique) dont le rôle serait de maintenir le niveau moyen de l'activité neuronale pour préserver une compréhension stable et une efficacité neurale du codage. Cependant, maintenir l'homéostasie neurale à tout prix, dans le cas d'une privation sensorielle des voies auditives, entrainerait une amplification du bruit neural dûe à l'augmentation globale du gain (ou de la sensibilité), ayant pour résultat la génération de l'acouphène. » L'objectif est donc de rétablir une activité neurale provoquée par la stimulation auditive et non spontanée afin de faire baisser le gain central. (Figure 1)

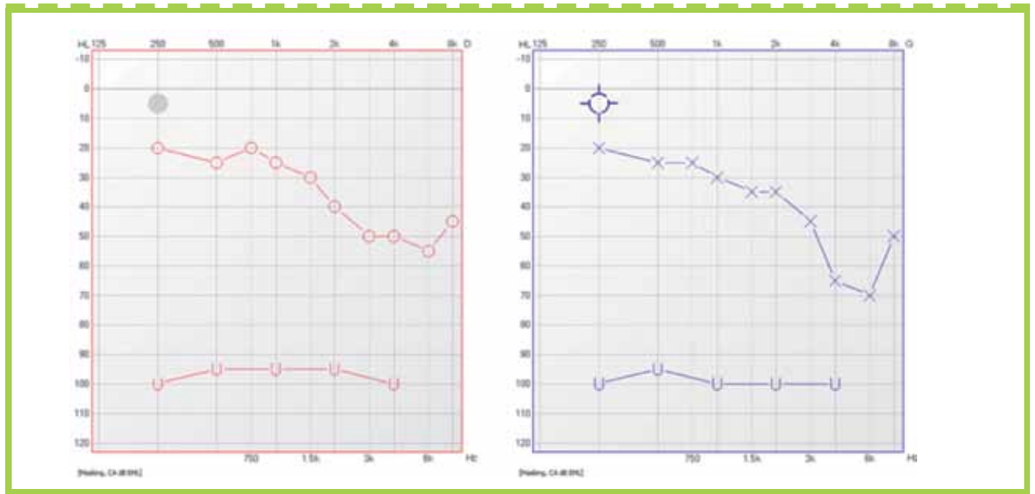


Figure 1 - Audiogramme tonal de Mr T. Sa baisse d'audition ne le gêne pas outre mesure, il consulte principalement pour son acouphène du côté gauche.

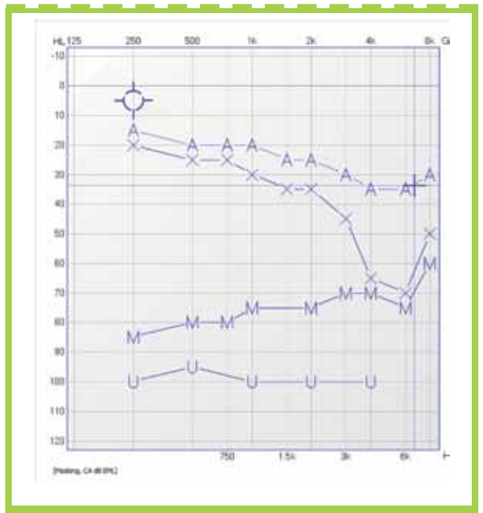


Figure 2 - Courbe de masquage de l'acouphène. Les seuils masquant mesurés avec un bruit de bande étroite sont notés avec des « M »

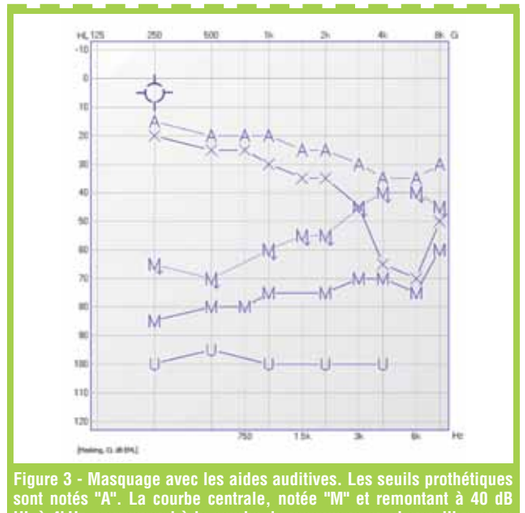


Figure 3 - Masquage avec les aides auditives. Les seuils prothétiques sont notés "A". La courbe centrale, notée "M" et remontant à 40 dB HL à 4kHz, correspond à la courbe de masquage en champ libre avec l'appareil auditif en marche. Cette courbe donne une idée du niveau de bruit ambiant qu'il faut pour masquer l'acouphène.

Mesure du spectre de l'acouphène

Afin de mesurer le spectre de l'acouphène, nous utilisons une application MATLAB que nous avons élaborée à partir des travaux de Stéphane Gallégo (2012), Arnaud Noréna et Christophe Micheyl (2000). Il s'agit d'une mesure catégorielle de correspondance avec le spectre des acouphènes du patient. Après une étape d'équilibration avec la sonie de l'acouphène sur l'ensemble du spectre, le patient doit noter de 1 à 7, si le stimulus envoyé correspond à son acouphène ou non. Les stimuli sont des bruits de bandes étroites d'une largeur de 1/8 d'octave avec un pas de 1/8 d'octave de 250 à 12 kHz. Nous effectuons 3 à 5 passages dans un ordre aléatoire et nous utilisons ces scores afin de déterminer le spectre de l'acouphène ainsi qu'un bruit masquant utilisant les mêmes sons de façon proportionnelle aux scores subjectifs. Nous générons ensuite un bruit masquant au format wav ou mp3. Cette méthode a montré son efficacité (Gallégo et Merrot, 2013), toutefois les résultats sont souvent moins bons qu'avec des aides auditives et un masquage "écologique" avec les bruits ambiants. Porter un masqueur avec un casque est souvent plus contraignant pour le patient et le bruit masquant est souvent moins bien accepté. De ce fait, on note une moins bonne observance lorsque le masqueur est utilisé seul.

Courbe de masquage

Lors de ce premier rendez-vous, nous réalisons une courbe de masquage de son acouphène. Nous cherchons l'intensité pour chacune des fréquences pouvant masquer son acouphène (figure 2). L'objectif de ce test, développé par Stéphane Gallégo, est de rechercher les fréquences ayant le plus d'effet sur l'acouphène. Nous remarquons dans le cas de Mr T que les fréquences supérieures à 4kHz peuvent masquer l'acouphène alors que l'intensité du bruit masquant se situe très faiblement au-dessus des seuils auditifs et à un niveau de la dynamique auditive acceptable.

Nous réalisons ensuite une mesure de l'inhibition résiduelle avec un bruit de bande étroite centrée autour de 4kHz durant une minute avec une intensité pouvant aller jusqu'à 50 % de la dynamique. Dans le cas de MrT, l'inhibition résiduelle est totale pendant 30 secondes, ce qui est un signe positif quant au futur « masquage ». (Figure 3)

Suite à ce bilan, Mr T a souhaité essayer un masqueur d'acouphène avec un fichier sonore réalisé sur la base du spectre de son acouphène. C'est une technique que nous utilisions fréquemment, il y a 8 ans mais que nous utilisons de moins en moins car les résultats sont bien moins importants qu'avec les aides auditives. Mais pour l'instant, Mr ne se sent pas prêt psychologiquement à porter des appareils auditifs aussi petits soient-ils.

Masquage "écologique" avec les aides auditives

Après 1 mois d'utilisation du masqueur, Mr T ressent une diminution de son acouphène. Son score au THI est de 52 contre 68 un mois auparavant. Cette diminution du score s'explique en grande partie car il sait qu'il peut avoir un impact sur son acouphène avec le bruit masquant. Mais la solution n'est pas satisfaisante. La contrainte du casque pour écouter le bruit masquant est trop importante. Il y a donc une mauvaise observance de l'utilisation de ce masqueur.

Mr T décide donc d'essayer des aides auditives. Notre objectif avec les aides auditives est de masquer de façon « écologique » les acouphènes de Mr T pour cela, il nous faut sélectionner des

appareils ayant une bande passante suffisant large et un anti-larsen permettant d'amplifier correctement ses fréquences. Les réglages ne s'appuient pas sur les méthodes traditionnelles NAL ou DSL puisque l'objectif est ici que le patient perçoive les fréquences au-delà de 4 kHz avec le seuil le plus bas possible. Ainsi, les sons de la vie de tous les jours permettront de stimuler ces fréquences. (Figure 4)

De plus, nous créons un programme spécifique avec un bruit filtré généré par les appareils pour masquer les acouphènes lorsque Mr T se retrouve dans une ambiance très calme et que son acouphène est difficilement supportable. Il est intéressant de noter qu'il est parfois difficile de générer un bruit masquant lorsque la perte est trop importante. Il est également très utile d'utiliser la mesure in Vivo pour contrôler le bruit masquant généré par les appareils. La figure 4 montre que le bruit masquant pour Mr T est insuffisant pour être audible au-delà de 4kHz, c'est pourquoi il utilise parfois le masqueur « wav » réalisé précédemment.

Il est également possible d'utiliser les systèmes d'abaissement fréquentiel. L'objectif est que les fréquences « décalées » se retrouvent dans la zone la plus efficace pour masquer l'acouphène. La compression fréquentielle peut également être utilisée pour éviter le larsen et ainsi pouvoir amplifier davantage les sons faibles. D'après Hodgson et al.. (2017), le masquage « écologique » avec les aides auditives peut être efficace avec de la compression fréquentielle mais lorsqu'il est possible d'enrichir l'environnement autour des fréquences de l'acouphène sans décaler les fréquences, il est préférable de ne pas activer ses systèmes. En résumé lorsque les fréquences de destination correspondent à la zone à stimuler, les systèmes à abaissement fréquentiel peuvent être intéressants alors que s'ils décalent les fréquences qui devaient stimuler la zone de l'acouphène ils auront un effet négatif dans la majorité des cas.

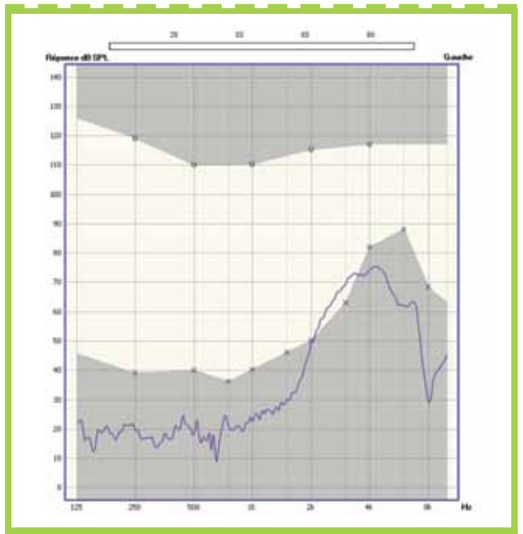


Figure 4 - Mesure in vivo du spectre de bruit filtré généré par les appareils. La mesure in Vivo est un outil très utile pour contrôler le réglage du bruit masquant généré par les aides auditives.

Après 2 mois d'utilisation, Mr T porte ses aides auditives 15 heures par jour, il utilise parfois le masqueur en période de « crise ». Il active le masqueur de l'aide auditive lorsqu'il est dans le silence.

Son score THI est passé de 68 à 24. Cette solution est bien acceptée par le patient. La prise en charge des patients acouphèniques est à chaque fois individualisée mais les outils décrits dans cet exemple sont utiles pour une grande majorité de nos patients. Romane Morel et Stéphane Gallégo ont d'ailleurs collecté les résultats de plus d'une centaine de patients et présenteront prochainement leurs résultats.

Références

Stéphane Gallégo et Olivier Merrot (2013). Caractérisation du spectre de l'acouphène : intérêt pour une réhabilitation acoustique. Audio infos n° 181. Mars 2013

Stéphane Gallégo, David COLIN et Olivier Merrot (2012). Traitement des Acouphènes approche acoustique. ORL AUTREMENT. JUIN-SEPTEMBRE 2012.

Hodgson S, Herdering R, Singh Shekhawat G, Searchfield G. (2017). A crossover trial comparing wide dynamic range compression and frequency compression in hearing aids for tinnitus therapy. Disabil Rehabil Assist Technol. 2017 Jan;12(1):97-103. Epub 2015 Sep 11.

Arnaud Norena, Christophe MICHEYL, Sylviane CHERY-CROZE S.(2000) An auditory negative after-image as a human model of tinnitus. Hearing Research, 2000, n°149, P 24-32

Arnaud Norena, Christophe MICHEYL. (2002) Générateur de signaux auditifs destinés à des personnes atteintes d'acouphènes. Fascicule de Brevet Européen.

Anaud Norena (2011) «An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity» Neuroscience&Biobehavioral Reviews 35 pp1089-1109

Veille acouphènes

Mesure de l'impact de l'acouphène sur la capacité d'attention au travers du test de Stroop, avant et après une prise en charge par T.R.T. (Etude préliminaire)

Philippe LURQUIN

Audioprothésiste, Bruxelles-Charleroi

Chargé de cours

Membre du Collège National d'Audioprothèse

Maud REAL

Logopède

A. WALDBURGER

Audioprothésiste

Selon William James, psychologue américain : « L'attention est la prise de possession par l'esprit, sous une forme claire et vive, d'un objet ou d'une suite de pensées parmi plusieurs qui semblent possibles. La focalisation, la concentration et la conscience en sont l'essence. Elle implique le retrait de certains objets afin de traiter plus efficacement les autres, et elle s'oppose à l'état d'esprit dispersé et confus que l'on nomme en français "distraction" ».

Selon Walter Pillsbury : « L'essence de l'attention, en tant que processus conscient, est d'augmenter la clarté d'une idée ou d'un groupe d'idées au détriment des autres. »

Ces définitions nous éclairent sur notre capacité à privilégier certaines informations sensorielles, notre faculté à faire attention. Il s'agit d'un phénomène complexe, qui nous accompagne constamment, de façon volontaire ou non. Cette capacité doit pouvoir être mesurée de façon objective. Certains neuropsychologues, psychologues, psychiatres, ou neurologues spécialistes des neurosciences cognitives en font, l'objet de leurs recherches. Ces dernières sont basées sur différents tests de neuropsychologie dont le test de Stroop fait partie, ainsi que sur l'imagerie cérébrale.

Les neuropsychologues, psychologue et orthophonistes s'attachent donc à poser des hypothèses et à les tester afin d'en confirmer la véracité. Pour cela, ils utilisent différents tests qui mettent en jeu des fonctions cognitives bien spécifiques.

Chacun des tests utilisés peut donc mettre en évidence certaines modalités d'attention, comme par exemple la flexibilité qui correspond à notre capacité à déplacer notre attention ce qui entraîne une modification de notre comportement, ou bien l'inhibition qui cette fois va nous permettre de mettre en retrait un comportement attentionnel automatique...

Parmi ces différents tests, certains utilisent la modalité visuelle et d'autre la modalité auditive, l'objectif de ces tests cognitifs est d'évaluer les comportements cognitifs d'une population présentant certaines pathologies face à une population de référence, représentée par l'étalonnage.

Tests d'attention en modalité visuelle

Les tests d'attention vont permettre, dans la modalité visuelle, de mettre en évidence certains troubles spécifiques. Voici donc une liste non exhaustive de ces tests :

- Le test de Stroop
- Le Wisconcin Card Sorting Test (WSCT)
- Le D2
- La double tâche de Baddeley
- Le Trail Making Test

Nous allons ici comparer l'intérêt de ces différents tests.

Le test de Stroop

Le but du test de Stroop est de mettre en lumière nos capacités d'attention sélective, et l'interférence entre différentes modalités antagonistes. Le test de Stroop présente l'intérêt de mettre en évidence la capacité d'inhibition du sujet, en effet en fonction de son âge et de son expertise à la lecture (niveau d'automatisme attentionnel), celui-ci aura plus ou moins de facilité à réaliser la tâche. L'effet Stroop consiste à mesurer la capacité du sujet à inhiber une information qui interfère avec une autre fonction cognitive. Une trop grande capacité à inhiber pourrait mettre en évidence une expertise de lecture insuffisante (c'est le cas chez les enfants), ou au contraire une trop grande difficulté à inhiber, pourrait permettre de mettre en évidence une lésion ou un dysfonctionnement cognitif.

Le WCST (Wisconsin Card Sorting Test), est un test neuropsychologique qui permet de mettre en évidence des lésions frontales. Il est très intéressant car il met en jeu la capacité de flexibilité du patient, celui-ci en cours de test doit trouver une nouvelle règle d'association. Ici, on mesurera donc le temps nécessaire au patient pour modifier son approche et le nombre d'erreurs commises jusque là. Le test de classement de carte du Wisconsin est constitué de 128 cartes, et de 4 cartes de bases présentées ci-après, ce test peut aussi s'effectuer en version numérique. Les cartes peuvent différer selon leur couleur, leur forme, ou leur valeur numérique. Le patient doit apparier les cartes à sa disposition avec une des cartes de bases. Le critère selon lequel doit être fait l'assortiment est déterminé par l'examinateur, mais ce dernier n'en informe pas le patient, c'est à lui de trouver. Si l'association n'est pas appropriée l'examinateur en informe le patient, dans le cas contraire il donne son accord. Au cours du test le critère d'association viendra à changer plusieurs fois, toujours à l'insu du patient qui devra à chaque fois, trouver la nouvelle règle d'association.

Le sujet doit donc garder en mémoire les règles précédentes et trouver une nouvelle association, il met donc bien jeu notre capacité à nous adapter à une situation nouvelle, ce que les chercheurs en neurosciences cognitives ont appelé la Flexibilité.

Le D2, mis au point en 1981 par Brickenkammp, est une épreuve d'attention visuelle soutenue, faisant partie des tests de barrage. On propose au patient un fiche composée de 14 lignes de 47 lettres chacune (uniquement de d et des p). Ces lettres sont soit entourées d'un ou deux signes de citation anglais (") placés au dessus ou en dessous de la lettre, soit accompagnées d'une ou deux apostrophe (') placées autour de la lettre comme pour l'autre signe. Les items à barrer sont les « d » accompagnés de deux signes, tous les autres sont des distracteurs visuellement proches à ignorer. Pour cet exercice les patients disposent de 20 secondes par ligne.

Le sexe, l'âge et le niveau intellectuel sont considérés comme des facteurs agissant sur la performance, il s'agit donc de comparer les résultats obtenus par les patients avec les données de référence du test, pour conclure sur la capacité d'attention soutenue du sujet.

La double tâche de Baddeley, évalue la fonction cognitive gérant la mémoire de travail au travers de la capacité de coordination de deux tâches simultanées.

Premièrement on cherche à savoir combien de chiffres le patient est capable de répéter au maximum. Deuxièmement, une fois l'empan de chiffre déterminé, on fait répéter un maximum de séries de chiffres pendant 2 minutes. La troisième épreuve consiste à faire cocher un maximum de cases au patient pendant 2 minutes (il faut qu'il réalise de vraies croix). Pour finir le patient doit répéter de nouvelles séries de chiffres (composées du nombre de chiffres déterminé par l'empan), tout en cochant des cases. La comparaison de ces résultats par calcul, permet d'obtenir la diminution de performance due à la double tâche (résultat obtenu en pourcentage). Plus la note est haute, meilleure est la performance.

Le Trail Making Test, permet l'évaluation de la flexibilité réactive. Pour ce faire il se divise en deux parties : test A puis B. Premièrement le patient doit relier en ordre croissant les chiffres allant de 1 à 13 répartis de façon aléatoire sur une feuille, il doit le faire le plus rapidement possible sans lever son crayon de la feuille test. La partie A comme la partie B sont chronométrées et le nombre d'erreurs est comptabilisé. Lors de la deuxième partie du test l'examinateur demande au patient de relier (dans les mêmes conditions que pour la partie A) des chiffres (allant de 1 à 11) avec les lettres leurs correspondants (allant de A à K) en ordre croissant. Le test est étalonné par rapport au temps mis par épreuve, et par rapport à la différence de temps nécessaire à la réalisation du test A et du test B. L'étalonnage tient compte du niveau d'étude et de l'âge des patients. Ce test peut mettre en évidence un déficit de rapidité perceptivo-motrice, de lecture, de l'exploration visuo-spatiale ou encore un déficit de flexibilité conceptuelle.

Il apparaît que ces différents tests mettent en jeu des capacités attentionnelles différentes ainsi que des fonctions cognitives qui prennent racine à différent moment du processus cognitif. Ainsi le test de Stroop met en jeu l'attention sélective et notre capacité d'inhibition ; le WCST met en jeu notre capacité de flexibilité, notre mémoire et l'attention sélective ; le D2 met lui en jeu notre capacité d'attention soutenue ; la double tâche de Baddeley mettra en jeu notre capacité d'attention partagée et la mémoire ; le Trail Making Test, quant à lui présente un intérêt pour la flexibilité réactive.

Le test de Stroop est particulièrement intéressant dans le cadre de l'acouphène puisqu'il met en jeu notre capacité d'inhibition comme processus cognitif au travers de notre attention sélective.

Test d'attention auditive

Il existe également de nombreux tests cognitifs utilisant la modalité auditive permettant d'évaluer les fonctions cognitives des sujets sains ou pathologiques, l'effet cocktail party en est un. L'objectif n'étant pas de dresser une liste exhaustive des tests d'attention en modalité auditive, nous présenterons ici sont le PASAT et le LAMA.

Le PASAT, son utilisation fut fortement controversée, ce qui a donné le jour au PASAT modifié réalisé par Mazza et Naegele (2004). Ce test permet une vision globale des éventuels troubles, de l'attention, et de la mémoire de travail. Le PASAT modifié comme le PASAT s'effectue avec un enregistrement audio, le patient doit additionner les deux derniers chiffres entendus, et formuler sa réponse à l'oral à l'examinateur. Pour le PASAT modifié les sommes à effectuer par le patient n'excèdent pas 15, et un délai de 4 secondes est marqué entre chaque chiffre, ainsi le test s'effectue plus rapidement environ 5 minutes (contre une vingtaine de minutes pour le PASAT). Le délai de 4 secondes permet de limiter la mise en difficulté et le stress des patients testés. Pour tirer une conclusion de ce test il faut comparer les scores du patient (nombre d'erreurs et nombre de réponses correctes) avec l'étalonnage établi, en tenant compte de l'âge et du niveau d'étude.

Le LAMA (Logiciel d'Attention en Modalité Auditive) permet de réaliser un bilan d'attentionnel auditif chez l'adulte. Ce test date de 2011, il a été mis au point par P. Gatignol, J. Bourgeois et F. Corfa. La passation du LAMA est informatisée mais les résultats sont consignés par le testeur. Le patient doit valider deux épreuves préliminaires pour pouvoir commencer le test ainsi constitué de six épreuves.

Il permet donc une analyse quantitative et qualitative des performances attentionnelles auditives.

Le LAMA et le PASAT, font donc intervenir les différentes modalités attentionnelles établies par Van Zomeren & Brouwer, la seule modalité attentionnelle qui n'est pas testée au travers de ces tests est l'attention alerte. Le LAMA et le PASAT

sont des tests utilisant les modalités attentionnelles suivantes respectivement l'attention sélective, soutenue et partagée et l'attention partagée pour le second.

Expérimentation

Pour réaliser notre étude, nous avons choisi le test de Stroop, d'une part parce qu'il existe un étalonnage Français validé par la communauté scientifique, qui est aujourd'hui le seul utilisé par les neuropsychologues francophones ; et d'autre part afin de poursuivre les investigations débutées par Anderson et son équipe sur le Stroop emotionnel (2005) Entre un traitement cognitif précoce et tardif, Anderson et son équipe suggèrent que l'identification de la couleur puisse intervenir avant le traitement de l'acouphène. Il serait donc intéressant selon lui de réaliser le test de Stroop et non la tâche de Stroop émotionnelle.

Objectif

L'objectif de notre étude est de tenter d'apporter une contribution à la recherche sur les liens entre acouphènes et attention. Si nous n'essayons pas ici de localiser le siège de l'interférence, nous allons essayer d'en mesurer l'impact avant et après une prise en charge par la TRT.

L'objectif premier de notre étude est d'objectiver les difficultés attentionnelles chez le patient acouphénique puis de vérifier l'amélioration des qualités attentionnelles des patients acouphéniques après une prise en charge en TRT.

Matériel et Méthode

Nous avons fait réaliser les questionnaires T.H.I. et B.A.H.I.A de façon à objectiver le niveau de gêne engendrée, par l'acouphène et parfois aussi par l'hyperacousie. Les patients que nous avons sélectionnés pour notre étude devaient :

- Avoir un score supérieur ou égal à 40 au T.H.I., donc souffrir d'un acouphène
- Présenter ou non une perte auditive ou une hyperacousie associée
- Etre francophone
- Savoir lire
- Absence de troubles cognitifs associés
- Aucune limite d'âge n'a été déterminée
- Porter leurs lunettes de lecture lorsqu'ils en avaient besoin
- Quitter leur(s) appareil(s) auditif(s) producteur de bruit blanc le temps du test

Les patients répondant à ces critères passeront le test de Stroop (détaillé ci-dessous). Les patients testés ont tous débuté une prise en charge en T.R.T, certains d'entre eux ont abandonné avant la fin des trois mois d'essais, d'autres ont suivi la procédure complète. Dans le premier cas nous n'avons pu réaliser le T.H.I. et le test de Stroop qu'une seule fois au début de la prise en charge. Dans le second cas, nous avons réalisés le testing au début de la prise en charge puis en fin de période d'essai, c'est à dire trois mois plus tard.

Passation

Le test de Stroop se présente sous la forme de 3 cartes de 100 items, il peut se dérouler avec trois ou quatre conditions. Il doit être administré dans un endroit calme de façon à ne pas gêner la concentration du patient.

- **Condition Dénomination** : Sont présentés au patients 100 rectangles de couleurs et celui-ci doit donner la couleur des rectangles le plus rapidement possible.

Ex :

Lecture : ROUGE VERT BLEU VERT JAUNE

Nous chronométrons le temps mis pour réaliser une lecture complète de la carte de 100 items où nous chronométrons le maximum de mots lus en 45s.

- **Condition de Lecture** : Les mots de couleurs sont écris en NOIR et doivent être lu par le patient le plus rapidement possible.

Ex : ROUGE BLEU VERT JAUNE BLEU VERT BLEU

Lecture : ROUGE BLEU VERT JAUNE BLEU VERT BLEU

Nous chronométrons le temps mis pour réaliser une lecture complète de la carte de 100 items où nous chronométrons le maximum de mots lus en 45s.

- **Condition Interférence** : Les mots de couleurs sont écris en COULEUR et les couleurs doivent être dénommées par le patient le plus rapidement possible.

Ex : ROUGE BLEU VERT JAUNE BLEU VERT BLEU

Lecture : BLEU JAUNE ROUGE VERT JAUNE ROUGE JAUNE

Nous chronométrons le temps mis pour réaliser une lecture complète de la carte de 100 items où nous chronométrons le maximum de mots lus en 45s.

- **Condition Lecture des mots en couleur**: Les mots sont écris en COULEUR et les couleurs doivent lus par le patient le plus rapidement possible.

Ex : ROUGE BLEU VERT JAUNE BLEU VERT BLEU

Lecture : ROUGE BLEU VERT JAUNE BLEU VERT BLEU

Nous chronométrons le temps mis pour réaliser une lecture complète de la carte de 100 items où nous chronométrons le maximum de mots lus en 45s.

Etalonnage

Le test de Stroop existe depuis 1935, il dispose d'un grand nombre de publications. En neuropsychologie cognitive, c'est l'un des tests les plus utilisés et ce pour deux raisons :

- Facilité d'administration
- Etalonnage connu et reconnu (Particulièrement en langue anglaise)

Marie VANIER en 1991, a réalisé une étude pour l'adaptation francophone du test de Stroop au Canada, elle et son équipe ont donc travaillé à l'adaptation de l'étalonnage de Golden (1978) qui encore à ce jour reste la référence des étalonnages pour la langue anglaise.

Si l'étalonnage de Marie Vanier et son équipe est particulièrement intéressant puisque validé dans le monde francophone (Canada), nous avons cependant décidé d'utiliser l'étalonnage du GREFEX réalisé en France, Belgique, et Suisse sur un échantillon de 718 personnes. En France, c'est actuellement l'étalonnage le plus utilisé par les Psychologues, Psychiatres, Neuropsychologues cognitifs. Il nous a donc semblé pertinent d'utiliser cet étalonnage.

Pour le test de Stroop, nous disposons du temps seuil par épreuve en fonction du niveau d'étude, et de l'âge des patients. Un résultat supérieur ou égal est considéré comme pathologique.

Le tableau 1 permet d'avoir une correspondance de temps exprimée en secondes que nous pouvons comparer aux résultats de notre échantillon, en utilisant les critères suivants :

- Le niveau d'études
- L'âge
- Le temps moyen
- Le nombre d'erreurs

Performance seuil planche Dénomination			
Études	<40 ans	40-59 ans	>60ans
Niveau 1	110	108	110
Niveau 2	79	88	105
Niveau 3	76	77	94
Performance seuil planche Lecture			
Études	<40 ans	40-59 ans	>60ans
Niveau 1	74	74	67
Niveau 2	60	67	67
Niveau 3	57	52	60
Performance seuil planche Interférence			
Études	<40 ans	40-59 ans	>60ans
Niveau 1	162	191	347
Niveau 2	151	164	240
Niveau 3	126	148	221

Tableau 1 - Etalonnage du GREFEX, pour le test de Stroop, présentation des performances seuil en secondes

Statistiques sur la population testée

Dans cette étude nous avons testé 20 patients, chaque patient a réalisé les tests suivants :

- une audiométrie tonale,
- le questionnaire T.H.I. (Tinnitus Handicap Inventory).

Celui-ci nous donne un score général de handicap, tous les sujets ont un THI supérieur ou égal à 40. Nous avons ensuite extrait les 5 items attentionnels correspondants aux questions : 1, 2, 15,18, et 20 afin d'observer l'évolution de ce score spécifique avant et après TRT. Ces 5 items fonctionnels peuvent cumuler entre 0 et 20 points maximum.

Nous avons divisé notre étude en deux-parties, en effet, parmi nos 20 patients, par faute de temps, 8 n'ont pu effectuer la passation du test de Stroop qu'une seule fois. Nous avons donc choisi de faire un premier groupe composé de tous les patients (20) et de comparer leurs résultats au test de Stroop (première passation) à la norme GREFEX (ci-dessus). Le deuxième groupe (12) est composé de l'ensemble des patients ayant effectué la TRT intégralement, et ayant pu être testés deux fois au test de Stroop, avant et après traitement.

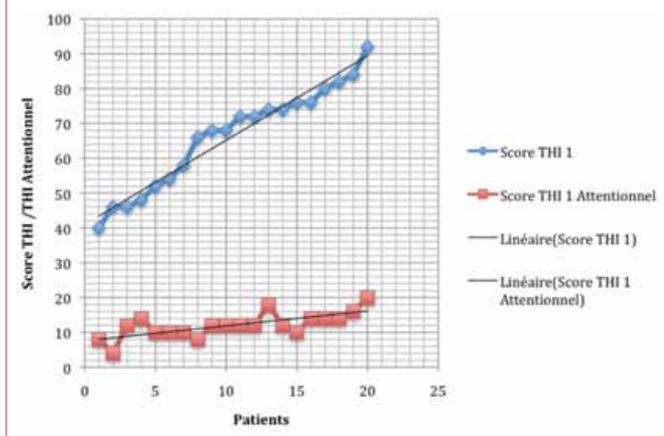


Figure 1 - Répartition de la population du Groupe 1 en fonction de leurs résultats au THI et THI Attentionnel

Groupe 1

Ce premier groupe va nous permettre de mettre en évidence si le test de Stroop est révélateur d'un déficit attentionnel chez les patients acouphéniques.

La perte tonale moyenne des oreilles acouphéniques de ces patients est de 21 dB HL. L'âge moyen de nos patients composants l'effectif du groupe 1 est de 47,7 ans. Le score de chaque patient a été corrélé à la norme Grefex pour l'âge correspondant (Figure 1).

Groupe 2

Composé de 12 patients parmi les 20 précédemment cités. Ces patients ont pu passer le test de Stroop avant leur prise en charge par T.R.T. puis trois mois plus tard une fois la période d'essai en T.R.T. échue.

Les patients de ce second groupe seront donc comparés à eux-mêmes. Ainsi nous verrons si les résultats au test de Stroop sont significativement meilleurs après la prise en charge par T.R.T. ou non.

La perte tonale moyenne des oreilles acouphéniques de ces patients est de 20,04 dB HL, ce qui tend vers une perte tonale légère (Figure 2).

Soit une diminution moyenne de 51.8 % au THI après TRT. (Figure 3)

Soit une diminution moyenne de 43.28 % des scores aux questions attentionnelles du THI après TRT.

Tant le THI que le THI attentionnel montrent une nette amélioration Nous pouvons ob-

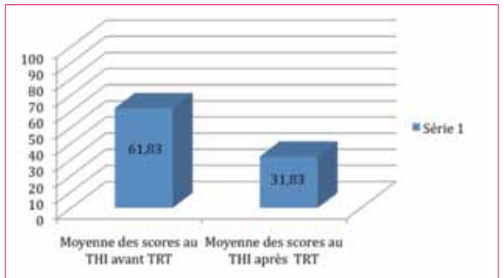


Figure 2 - Moyenne des scores au THI Groupe 2

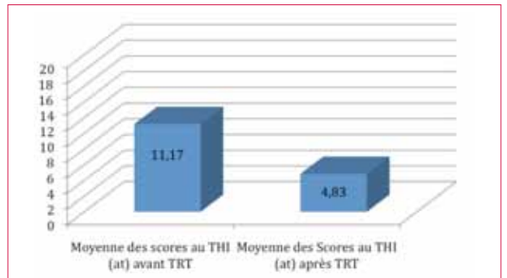


Figure 3 - Moyenne des scores au THI « Attentionnel » (20) Groupe 2

server qu'il existe une différence entre les scores THI avant et après, ce qui tend à démontrer que notre hypothèse est valide. En effet, la TRT permet d'améliorer la capacité attentionnelle de nos patients.

Groupe 1

Il est difficile sur un échantillon aussi réduit d'affirmer la validité de nos résultats, dans le première partie de notre étude, nous tenterons de valider de façon empirique le faisceau d'arguments en faveur de notre hypothèse de base : Les patients acouphéniques présentent des troubles attentionnels. Pour évaluer les performances de nos patients acouphéniques par rapport à la norme nous avons utilisé les percentiles.

Dans le mode **dénomination** de façon générale, nos patients sont également plutôt lents pour effectuer le premier test du test de Stroop. De plus, 3 de nos patients présentent un score d'erreur supérieur ou égal au seuil pathologique et deux se situent au percentile 95. Ce constat, peut être ajouté dans le faisceau d'arguments en faveur de notre hypothèse, selon laquelle les patients acouphéniques ont des capacités attentionnelle plus faible qu'une population tout-venant.

En mode **lecture** : 4 de nos patients sont hors norme car au-dessus du seuil, 7 de nos patients ont des résultats positionnés entre les percentiles 95 et 75, et 7 d'entre eux sont compris entre les percentiles 25 et 75 , donc dans la moyenne.

Même si la majorité des 20 patients testés est dans la norme nous constatons qu'ils ont des scores plutôt bas. Ces constatations mettent en évidence que de façon générale nos patients ont tendance à être long pour cette épreuve de lecture. Le faisceau d'arguments en faveur de notre hypothèse semble se confirmer. Leur capacité attentionnelle semblerait impactées par l'acouphène qui peut être perçu comme un distracteur. L'entrainement à la lecture de nos patients, et leur capacité à dénommer les couleurs, leurs permettraient de compenser en partie la diminution de leurs capacités attentionnelles.

Le score **d'interférence** est calculé à partir des résultats dénomination et interférence, il correspond à la différence entre ces deux épreuves du test de Stroop. 15 patients sur 20 sont situés entre le percentile 5 et 50.

La difficulté reste globalement constante sur l'ensemble des épreuves.

Groupe 2

Nous allons ici nous intéresser à la différence de résultats entre avant et après la TRT.

Notre hypothèse est que nos patients bénéficient d'une meilleure capacité attentionnelle après notre prise en charge.

Pour savoir si les différences obtenues sont significatives ou non, nous utiliserons le test de Wilcoxon avec le logiciel de statistique R. Pour ce faire un intervalle de confiance 5% ($\alpha = 0,05$) est choisi, Nous choisissons d'effectuer le test en unilatéral, pour vérifier l'hypothèse suivante « l'échantillon 1 est supérieur à l'échantillon 2 ».

- Le Test de Stroop Dénomination

Entre les tests 1 et 2, nous constatons une amélioration de 2,8 secondes (Figure 4).

Les patients, entre avant et après prise en charge par la TRT, bénéficient bien d'une amélioration de leurs capacités attentionnelles. La p-value est de 0,05366, pour être considéré comme significatif les résultats devront être confirmés par une seconde étude avec un échantillon de population plus important. En effet, nous ne sommes qu'à 0,36% au-dessus de l'intervalle de confiance.

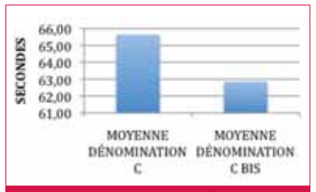


Figure 4 - Graphique de présentation des résultats moyen pour la dénomination C

- Le test de Stroop Lecture M

L'amélioration est en moyenne de 7 secondes, le test de Wilcoxon, nous permet de valider la signification de ce résultat. Nos patients présentent donc bien une amélioration de leurs capacités attentionnelles avant et après prise en charge par la TRT. La p-value est de 0,006104, ce test est donc significatif. Les résultats des patients apparaissent significativement meilleurs après une prise en charge en TRT.

Le score d'**interférence** est calculé à partir des résultats dénomination et interférence. La différence de temps entre la première et la deuxième passation montre un écart de 1.seconde. Faute d'un échantillon assez conséquent, le test de Wilcoxon, nous montre que le résultat n'est pas significatif, puisque la p-value est de 0,2593.

Conclusion

Notre hypothèse était la suivante : l'acouphène pouvait d'une part réduire nos capacités attentionnelles et d'autre part, la TRT pouvait en partie restaurer cette capacité.

Il apparaît à la lecture de nos résultats, que l'acouphène, à des échelles variées, peut effectivement dégrader la capacité attentionnelle de nos patients, et que la TRT a un impact positif pour restaurer au moins en partie cette fonction. Les résultats de notre étude ne permettent pas de le conclure de manière catégorique. En effet, notre population réduite ne nous a pas permis d'obtenir des résultats significatifs sur certains subtests du test de Stroop. Nous pouvons penser qu'avec une population plus étoffée nos résultats seraient plus probants.

Bibliographie

Andersson G, Kaldo V,Carlbring, P. Stroop facilitation in tinnitus patients: An experiment conducted via the World Wide Web. Resaerchgate.net. [En ligne] 03 2005. [Citation : 06 07 2015.]

Azouvi P, Couillet J,Leclercq M,Moroni C.. La neuropsychologie de l'attention. [éd.] Société de neuropsychologie de langue française. p. 76. 74.

Botero, M., Heyde, C.,Lurquin P..Acouphènes et attention auditive. 2010, Cahier de l'audition, Vol. 1, pp. 25-44.

Chéry-Croze, S., Meric, C. et Pham, E Tinnitus Handicap Questionnaire.. 1997, The Journal of Otolaryngology.

Delorme D, Flückiger M. Perception et réalité : Introduction à la psychologie des perceptions. s.l. : De Boeck Supérieur, 2003. p. 441.

Deutsch, D. et Deutsch, J.A.Attention: Some Theoretical Considerations. 1963, Psychological Review.

Forgeot, Brigitte. Intérêt de la remédiation cognitive dans la prise en charge du trouble de déficit de l'attention. Paris : Université Paris 8 - DESS psychologie clinique , 2004.

Gatignol, Peggy, Bourgeois, Julie et Corfa, Frédérique. LAMA. adeprio.com. [En ligne] 2011. [Citation : 12 07 2015.] http://adeprio.com/eurl/?product=lama.

Godefroy, O. Fonctions exécutives et pathologies neurologiques et psychiatriques. s.l. : De Boeck Solal, 2008. pp. 186-187. collection NEUROPSYCHOLOGIE Le GREFEX..

Johnston, W.A. et Heinz, S.P.Flexibility and capacity demands of attention. 1978, Journal of Experimental Psychology.

Kahneman D. Attention and Effort. 1973. http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download doi=10.1.1.398.5285&rep=rep1&type=pdf.

Lachaux, JP. le cerveau attentif. s.l. : Odile JACOB, 2011.

Lurquin P., Réal M. et Leleu O. B. A. H. I. A. : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau « couteau suisse » de l'audioprothèsiste ? 2013, Cahiers de l'Audition, Vol. 3.

Newman, C. W., Jacobson, G. P. et Spitzer, J. B. Development of the Tinnitus Handicap Inventory ; Archives of otolaryngology head and surgery. 1996. pp. 122, 143-148.

Poisant, Hélène. Quelques mesures neuropsychologiques de l'attention. [En ligne] Université du Québec à Montréal, 2003. http://www.unites.uqam.ca/tdah/pages/mesures.htm.

Posner M. et Rafal. STRUCTURES AND FUNCTIONS OF SELECTIVE ATENTION. [En ligne] 1987. http://files.eric.ed.gov/fulltext/ED288903.pdf

Roberts et Eggermont J. Ringing Ears. Pub Med : The Neuroscience of Tinnitus. [En ligne] 2010. (: T, Roberts, Eggermont,).

Sieroff, E. Neuropsychologie de l'attention. http://www.resodys.org. [En ligne] Laboratoire de psychologie expérimentale, Université Paris V / CNRS, 2002. http://www.resodys.org/IMG/pdf/du-attention12.pdf.

Van Zomeren, A.H. et Brouwer, W.H.Clinical neuropsychology of attention. New York : s.n., 1994, Oxford University Press. (1994

Ward, Lawrence. Cognition, attention et conscience : la synchronie dans l'esprit. La lettre du Collège de France. [En ligne] 07 2010. http://lettre-cdf.revues.org/916#tocto1n2.

Johnston, W.A. et Heinz, S.P.Flexibility and capacity demands of attention. 1978, Journal of Experimental Psychology.

Kahneman D. Attention and Effort. 1973.

http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download doi=10.1.1.398.5285&rep=rep1&type=pdf.

Lachaux, JP. le cerveau attentif. s.l. : Odile JACOB, 2011.

Lurquin P., Réal M. et Leleu O. B. A. H. I. A. : un nouveau questionnaire poly-paradigmatique. Le nouveau « couteau suisse » de l'audioprothèsiste ? 2013, Cahiers de l'Audition, Vol. 3.

Newman, C. W., Jacobson, G. P. et Spitzer, J. B. Development of the Tinnitus Handicap Inventory ; Archives of otolaryngology head and surgery. 1996. pp. 122, 143-148.

Poisant, Hélène. Quelques mesures neuropsychologiques de l'attention. [En ligne] Université du Québec à Montréal, 2003. http://www.unites.uqam.ca/tdah/pages/mesures.htm.

Posner M. et Rafal. STRUCTURES AND FUNCTIONS OF SELECTIVE ATENTION. [En ligne] 1987. http://files.eric.ed.gov/fulltext/ED288903.pdf

Roberts et Eggermont J. Ringing Ears. Pub Med : The Neuroscience of Tinnitus. [En ligne] 2010. (: T, Roberts, Eggermont,).

Sieroff, E. Neuropsychologie de l'attention. http://www.resodys.org. [En ligne] Laboratoire de psychologie expérimentale, Université Paris V / CNRS, 2002. http://www.resodys.org/IMG/pdf/du-attention12.pdf.

Van Zomeren, A.H. et Brouwer, W.H.Clinical neuropsychology of attention. New York : s.n., 1994, Oxford University Press. (1994

Ward, Lawrence. Cognition, attention et conscience : la synchronie dans l'esprit. La lettre du Collège de France. [En ligne] 07 2010. http://lettre-cdf.revues.org/916#tocto1n2.

Oticon

LIVRE BLANC - 2015
Conseils d'adaptation bimodale

Carisa Reyes, Au.D., CCC-A.
Membre de l'équipe audiologie au Boys Town National Research Hospital
Remerciements : Merci à Marc A. Brennan, Ph.D. et Lisa S. Davidson, Ph.D. pour la relecture du manuscrit.

Résumé

Dans une adaptation bimodale, une oreille est stimulée acoustiquement avec une aide auditive et le côté opposé est stimulé électriquement avec un implant cochléaire.

Pour que tout adulte ou enfant, porteur à la fois d'un implant cochléaire et d'une aide auditive controlatérale, puisse bénéficier de cette stratégie bimodale, Oticon a mis en place un guide de réglage spécifique dans le logiciel Genie. Développé par Carisa Reyes, Responsable audiologiste au Boys Town National Research Hospital, l'organigramme d'adaptation bimodale sert de guide aux audioprothésistes dans le processus de réglage. L'objectif est de fournir une méthode cohérente et pratique, tout en gardant à l'esprit les contraintes dans l'adaptation au quotidien.

Fondé sur les récentes connaissances dans le domaine de recherche bimodale, ce document explique l'approche rationnelle, les stratégies recommandées, les procédures et les mises en garde de cette adaptation bimodale.

Candidats à l'adaptation bimodale

Plus de la moitié des patients qui reçoivent un implant cochléaire ont une aide auditive sur l'oreille non implantée[1]. Si ces sujets sont équipés d'un appareil de correction auditive controlatérale, l'accès à des signaux binauraux et bilatéraux (tels que ceux résultant de l'effet de l'ombre de la tête et de la redondance) ainsi que des indices acoustiques complémentaires (tels que la fréquence fondamentale) peut améliorer les performances de l'implant cochléaire. Dans cette optique, la stimulation bimodale se réfère à l'utilisation d'un implant cochléaire d'un côté et d'une aide auditive de l'autre ; ainsi l'amélioration des performances est supérieure avec l'ajout d'une aide auditive controlatérale par rapport à l'implant cochléaire seul. Même les patients atteints d'une perte d'audition significative dans l'oreille non implantée attestent de ce bienfait[2–4]. Pour ceux qui n'obtiennent pas une reconnaissance vocale dans le bruit[5], ils témoignent d'une amélioration de l'écoute musicale et de la perception de hauteur[6–9]. De plus, de nombreuses études ont attesté d'une qualité sonore plus naturelle et une facilité d'écoute améliorée grâce à la stimulation bimodale[3,10–15]. Enfin, la stimulation bimodale peut faciliter, chez les jeunes enfants, la compréhension de la parole et améliorer leurs compétences littéraires quand ils recevront par la suite un implant cochléaire sur le deuxième côté[16–18]. La mise en place de l'audition bilatérale est considérée comme la norme dans le suivi des porteurs d'implant cochléaire [19,20]. Par conséquent, tous les implants cochléaires unilatéraux dotés d'une audition résiduelle dans l'oreille controlatérale devraient être considérés comme des candidats pour la stimulation bimodale.

Adapter une aide auditive dans l'oreille non implantée donne des indices acoustiques qui peuvent améliorer les performances de l'implant cochléaire.

Quand adapter l'aide auditive

Le temps recommandé entre l'activation de l'implant cochléaire et la stimulation bimodale varie selon différentes études cliniques[21,22]. Certains font valoir que le report de la stimulation bimodale peut faciliter l'adaptation à l'implant cochléaire. Toutefois, dans le cas où une aide auditive n'est pas utilisée ou dans le cas où son adaptation est reportée dans le temps, l'amélioration des résultats sur le long terme n'a pas été prouvée. Beaucoup de candidats à l'implant cochléaire sont déjà équipés d'une amplification bilatérale ; ainsi l'utilisation en continu de l'aide auditive controlatérale après l'implantation maintiendra cette stimulation bilatérale. L'utilisation immédiate de l'aide auditive permettra à l'utilisateur de bénéficier de la stimulation bimodale le plus tôt possible.

L'utilisation continue de cette amplification peut également aider le patient à s'habituer à l'implant cochléaire. Il peut y avoir des cas isolés où cette approche ne serait pas appropriée, mais en général, le réglage bimodal est recommandé ; et ce, le plus tôt possible.

Si l'optimisation de l'adaptation bimodale doit être réalisée, il est recommandé de le faire une fois que la programmation de l'implant cochléaire est stable[23,24]. Toutefois, il est vivement conseillé de réaliser cette adaptation au plus tôt (à condition que l'implant cochléaire soit à un niveau confortable), car l'obtention d'un réglage stable peut prendre plusieurs mois.

Comment adapter l'aide auditive

Des études ont montré que beaucoup de patients avaient une aide auditive controlatérale dont l'amplification était sous-évaluée (c'est-à-dire en deçà des cibles)[25,26]. Ce document n'aborde pas le processus d'ajustement d'une aide auditive standard ; mais à minima, il est préconisé de suivre les recommandations pour la sélection et la vérification de l'amplification afin d'optimiser l'audibilité et le confort d'écoute pour différents niveaux d'entrée[27,28].

Cette procédure n'est pas universelle. L'approche donnant le meilleur résultat variera probablement selon les patients.

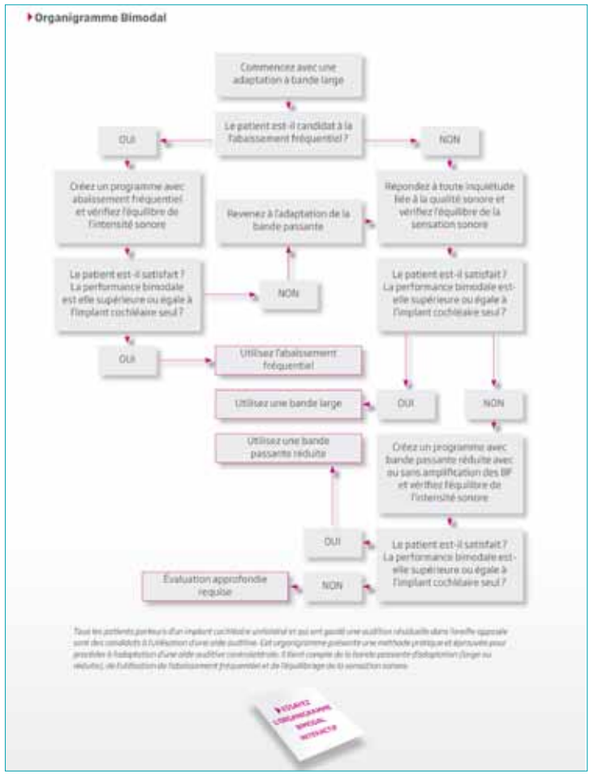
Il a été suggéré que l'optimisation du réglage d'une aide auditive controlatérale (en fonction de la réponse en fréquence et de l'équilibre en intensité sonore) peut accorder un bénéfice supérieur à celui d'une aide auditive standard[2,3,29,30]. Cependant, à l'heure actuelle, il n'y a pas de réglage unique pour cette adaptation bimodale universellement reconnu[21,22]. Aussi, il existe des résultats contradictoires qui indiquent que l'optimisation de l'aide auditive controlatérale au-delà des cibles vérifiées avec les méthodes classiques ne donnent pas de résultats supérieurs[31]. Néanmoins, certaines stratégies d'ajustement peuvent être examinées et étudiées car selon la littérature ces approches ont une réelle capacité d'améliorer les résultats. Il convient de noter que le réglage qui fournit le plus grand bénéfice ou celui subjectivement qui fournit une écoute plus satisfaisante variera, nécessairement, d'un patient à l'autre[32].

Organigramme bimodal

L'organigramme joint a été développé pour servir de guide dans le processus de réglage. Cette procédure n'a pas vocation à être universelle et à s'appliquer à toutes les adaptations. La population de porteur d'implant cochléaire est extrêmement diversifiée et le jugement clinique peut justifier d'une approche différente d'un patient à un autre[33].

Une méthode logique qui tient compte des contraintes liées à la pratique clinique quotidienne

L'objectif de ce modèle est d'examiner les différents réglages de l'aide auditive en utilisant une méthode logique et fondée sur des études tout en gardant à l'esprit les contraintes liées à la pratique quotidienne (par exemple, les contraintes de temps, les différents réglages de l'aide auditive et de l'implant cochléaire réalisés par différents acteurs, etc.). Ce guide met l'accent sur le réglage spécifique de l'aide auditive. Toutefois, il peut y avoir des cas où l'ajustement de l'implant cochléaire sera plus approprié.



Adaptation à large bande passante

Il est recommandé de commencer par une adaptation bimodale à bande large car ses avantages ont été largement prouvés. Avant d'être équipé d'un implant cochléaire, la majorité des patients bénéficiait déjà de cette stratégie.

Méthodologie : En dehors de l'optimisation de la qualité d'écoute et du confort, l'objectif de l'adaptation bimodale est de permettre un accès au plus grand nombre d'indices acoustiques bilatéraux, binauraux et complémentaires. Par exemple, des indices liés aux différences interaurales de niveau[34,35]. De plus, les basses fréquences fournissent des informations acoustiques sur la hauteur de la voix ou de la musique qui sont difficilement transmis par l'implant cochléaire[7,36–38]. Au total, ces indices supplémentaires peuvent contribuer à l'amélioration de la localisation, de la perception

de la musique et de la reconnaissance de la parole (en particulier dans le bruit). Plusieurs études ont mis en évidence des avantages bimodaux de l'utilisation de cette stratégie par rapport à une amplification limitée aux basses fréquences[32,39,40].

Stratégie recommandée : Atteindre les cibles fournies par la méthodologie appropriée sur une bande passante aussi large que possible en utilisant des mesures REM ou des valeurs InSitu simulées.

Bande passante restreinte avec ou sans accentuation des basses fréquences

S'il est plus prudent de commencer par une adaptation à bande large, il convient de noter que de nombreux patients implantés ont des pertes auditives importantes dans les hautes fréquences et/ou des zones mortes du côté non implanté. Il n'est peut-être pas possible d'amplifier les hautes fréquences ou d'utiliser l'abaissement fréquentiel. Même si l'amplification de ces fréquences est possible ceci peut dégrader les performances chez certains patients. Les avantages potentiels de cette approche peuvent être l'allongement de la durée de vie de la pile, la non restitution de ces fréquences indésirables et la limitation de l'effet Larsen.

Méthodologie : Plusieurs études ont suggéré que l'amélioration de la perception de la parole dans le cadre d'une adaptation bimodale est obtenue à partir des basses fréquences[4,40–43]. Une étude réalisée sur des adultes montre une amélioration de la performance bimodale lorsque l'amplification ne dépasse pas la zone morte [44]. D'autres recherches sont nécessaires sur le sujet mais l'amplification limitée des hautes fréquences doit être envisagée dans les cas d'une dégradation des performances bimodales (performances bimodales inférieures à celles de l'implant cochléaire seul) ou lorsqu'il y a un manque d'amélioration subjective et objective de l'adaptation bimodale. Les travaux de Mok et al.. (2006; 2010)[45,46] ont confirmé que le bénéfice bimodal était supérieur chez les sujets présentant des seuils d'audition avec appareil abaissés dans les zones fréquentielles moyennes et/ou élevées. Enfin, quelques auteurs ont suggéré ou démontré que certains patients préféraient et / ou tiraient profit d'approches d'amplification alternatives, y compris celle qui consiste à renforcer les basses fréquences et à réduire l'amplification sur les hautes fréquences[2,3,24,29].

Avertissement : La localisation peut être moins bonne par rapport à la mise en place d'un réglage à bande passante large ou d'un abaissement fréquentiel[32,35]. Parce que la suppression de l'amplification des hautes fréquences peut affecter la perception des différences interaurales de niveau, cette approche n'est pas préconisée par défaut.

Stratégies recommandées : Il convient de noter qu'il n'y a pas de méthode unique pour limiter l'amplification des hautes fréquences dans le réglage de l'aide auditive controlatérale. En se basant sur les travaux de Zhang et al.. (2014), la limite fréquentielle de la zone morte est déterminée en utilisant le test des courbes d'accord psychophysiques (SWPTC) ou le test d'Egalisation des seuils (TEN Test). L'amplification s'arrête à la fréquence limite de cette zone morte.

Le SWPTC ou le TEN test peuvent ne pas être disponibles en cabine. Certains patients, comme les jeunes enfants, sont susceptibles de ne pas pouvoir y répondre. Des études ont montré que les zones mortes sont souvent présentes sur les surdités sévères-profondes[47], et qu'elles peuvent être estimées sur la base des seuils en sons purs. Autrement dit, l'amplification n'est disponible que jusqu'aux fréquences où les seuils sont égaux ou supérieurs à 80-90 dB HL. Dans une étude de Davidson et al.. (2015) sur des enfants âgés et de jeunes adultes, la fréquence de coupure a été définie comme la fréquence la plus grave ayant un seuil supérieur à 90 dB HL et où la moyenne quadratique du spectre de la parole à 60 dB après amplification descendait en dessous de ce seuil. D'autre part, Zhang et al.. (2014) ont étudié des adultes et ont choisi la fréquence de coupure à 80 dB HL. Ils l'ont comparé aux résultats du TEN Test et du SWPTC. Ils ont constaté que les fréquences de coupure à 80 dB étaient sélectionnées avec le TEN Test dans 5 cas sur 11 et semblaient toujours plus élevées que lors de l'utilisation du SWPTC. On pourrait donc avoir besoin de tester différentes fréquences de coupure pour déterminer celle qui donne de meilleurs résultats.

Abaissement fréquentiel

Afin d'essayer de faire correspondre les bandes passantes fréquentielles des stimulations électriques d'un côté et acoustiques de l'autre, il faut que la perception des hautes fréquences avec l'aide auditive soit maximisée. L'abaissement fréquentiel est désormais disponible sur le marché dans de nombreux appareils auditifs et il est utilisé pour améliorer l'audibilité des hautes fréquences.

Méthodologie : Pour les porteurs d'aides auditives, l'abaissement fréquentiel améliore la détection des hautes fréquences et la reconnaissance de la parole[48,49]. Sur les adaptations bimodales, la plupart des recherches n'ont pas démontré de bénéfice significatif par rapport aux systèmes de transposition[50] ou de compression fréquentielle[51–53]. Cependant, la plupart de ces études ont indiqué que le taux d'acceptation de cet abaissement fréquentiel était élevé et que les performances n'étaient pas diminuées. Une étude récente auprès d'enfants âgés et de jeunes adultes[32] a montré une amélioration de la localisation spatiale, de la reconnaissance du locuteur et de la compréhension. De plus, la plupart des sujets ont préféré l'abaissement fréquentiel.

L'équilibrage de la sensation sonore tente d'équilibrer le volume perçu entre l'implant cochléaire et l'aide auditive. Le point d'équilibre entre signal électrique et acoustique est recherché en augmentant ou en diminuant le niveau sonore de l'aide auditive. Imprimez et fixez cette image sur un mur. Demandez au patient d'indiquer sur l'arc, représenté sur l'image, la provenance du son. L'équilibre est atteint lorsque le patient indique percevoir ce son directement devant lui (flèche). Pour certains patients, ce procédé est plus aisé que d'évaluer les niveaux sonores de chacun des deux systèmes. [59]

Candidature : Les recommandations du "Clinical Practice Guidelines for Paediatric Amplification"[28] (American Academy of Audiology, 2013) indique que l'abaissement fréquentiel est envisageable si la restitution de l'audibilité des hautes fréquences s'avère impossible avec une amplification conventionnelle. L'amélioration potentielle de l'audibilité dépendra de la perte auditive du patient, du type de stratégie d'abaissement disponible et des différents paramètres choisis. En général, le patient est un candidat à la recomposition fréquentielle si les réglages de l'aide auditive montrent suffisamment de bande passante audible pour être en mesure de recevoir les composantes hautes fréquences inaudibles sans provoquer de distorsions nuisibles.

Stratégie recommandée : McCreery et al.. (2013) ont montré que l'utilisation d'un abaissement fréquentiel qui maximise la bande passante audible, entraîne de meilleurs résultats[49]. L'objectif d'augmentation de l'audibilité est applicable à toutes les formes d'abaissements fréquentiels.

Procédure : Déterminer la Fréquence de Sortie Audible Maximale (à savoir, la fréquence audible la plus élevée dans le signal vocal amplifié) via des mesures REM ou des valeurs InSitu simulées. Trouver ensuite les paramètres appropriés de la recomposition fréquentielle afin d'améliorer l'audibilité tout en minimisant la distorsion. Utiliser pour cela les outils disponibles (par exemple, Verifit ou l'outil d'assistance de l'abaissement fréquentiel)[48,54].

Equilibrage de la sensation sonore

Avec une aide auditive et un implant cochléaire bien réglés, le son doit être aussi audible et confortable que possible dans les deux oreilles pour différents niveaux d'entrée. Parfois, les patients demandent des ajustements de volume. Par exemple, une augmentation du gain dans les basses fréquences peut être nécessaire pour compenser la sensation de baisse de volume sonore quand la bande passante restreinte est utilisée[32]. Alternativement, une diminution du gain peut être nécessaire en raison de la sommation binaurale de l'intensité[55].

Compte tenu des différences d'échelles de sensation sonores entre les stimulations acoustique et électrique[55] et des facteurs liés aux différences de traitement du signal (compression, bande passante, la réduction de bruit, etc.)[56,57], il peut être difficile de faire correspondre le volume entre ces deux systèmes. Néanmoins, plusieurs auteurs ont suggéré ou démontré que les avantages de l'adaptation bimodal pour la localisation spatiale et pour la reconnaissance de la parole sont obtenus avec des appareils dont l'intensité est équilibrée[2,3,23,55].

Stratégie recommandée : Dans la littérature, plusieurs méthodes ont été décrites pour l'équilibrage de la sensation sonore[2,23,45,58]. Cependant, cette utilisation de sons calibrés nécessite beaucoup de temps et peut être compliquée avec certains patients. Dorman et al.. (2014)[59] ont trouvé que, malgré le fait que le bénéfice bimodal puisse être obtenu avec une intensité sonore asymétrique entre les deux oreilles, le plus grand bénéfice a été observé lorsque le signal acoustique de l'aide auditive était sensiblement plus doux que celui de l'IC ou à «un volume sonore plus confortable ». Les auteurs ont conclu qu'il n'était pas nécessaire d'atteindre un haut degré de précision lors de cette recherche d'équilibrage d'intensité. Bien que la procédure décrite ci-dessous porte essentiellement sur le réglage de l'aide auditive, il peut y avoir des cas où il est plus approprié de régler le volume global de l'implant cochléaire.

Procédure : Si l'aide auditive doit être ajustée, modifiez le gain et/ou la compression jusqu'à la perception d'une intensité sonore égale (ou presque égale) avec celle de l'implant. Vous pouvez également faire les réglages avec l'aide auditive seule afin que le niveau d'écoute soit « le plus confortable ». Finalisez le réglage à l'aide de mesures REM. Dorman et al.. (2014)[59] ont trouvé « le point d'équilibre » sonore, en utilisant un graphique représentant une tête avec un arc pour indiquer la provenance du son. Des ajustements sont effectués jusqu'à la perception du son au centre du visage.

Remarque : Le ou les ajustements approprié/s tels que le gain global ou la compression seront dépendants de la perception du patient et des réglages des aides auditives qui peuvent être modifiés. Le meilleur discernement devra être adopté. Avertissement : Il faut être prudent si une réduction significative de gain est nécessaire car cela pourrait réduire l'audibilité. Le patient peut avoir besoin d'être conseillé au sujet de cette réduction et/ou une réévaluation des réglages de l'implant cochléaire peut être nécessaire.

Évaluation des avantages

Répertorier les résultats est important afin de démontrer que les performances bimodales sont équivalentes voire supérieures à celles de l'implant cochléaire seul. Il existe différentes mesures qui peuvent être utilisées.

Stratégie recommandée : Les tests de mots et de phrases dans le calme et dans le bruit, suivant la procédure décrite dans le "Minimum Speech Test Battery for Adults"[60]. Pour les jeunes enfants, seules les mesures adaptées à l'âge devront être utilisées. Faites les évaluations, si possible, avec l'implant seul, l'aide auditive seule puis avec les deux à la fois. Il se pourrait que les performances avec l'aide auditive seule soient très faibles. A l'inverse, si l'oreille controlatérale contribue potentiellement à améliorer la perception de la parole, il est alors recommandé de boucher et/ou de protéger cette oreille pour l'isoler de celle équipée de l'implant cochléaire.

Abaissement fréquentiel : En cas d'utilisation, il peut être utile de réaliser le "Ling six sound detection" et des tests de discrimination/identification, plus particulièrement ceux qui concernent les sons /s/ et /S/.

Sensation sonore : Tenez compte des seuils auditifs mesurés séparément avec l'implant cochléaire et l'aide auditive. Il est à souligner que ceux-ci doivent être réalisé en complément des mesures REM. L'objectif est de valider les niveaux de détection des sons faibles et de comparer ces niveaux de détection minimums aux niveaux d'entrée faibles au travers des deux dispositifs. Avec un réglage d'implant cochléaire approprié, les seuils devraient être équivalents pour toutes les fréquences. Avec l'aide auditive, les seuils dépendront du degré de la perte auditive et des réglages. Par exemple, les seuils des hautes fréquences devraient être élevés avec une bande passante restreinte. D'autre part, ces seuils hautes fréquences peuvent être sensiblement meilleurs avec la recomposition fréquentielle par rapport à la bande passante large (voir Davidson et al.. 2015). Si les résultats ne sont pas conformes, il est recommandé de poursuivre l'évaluation.

Autres mesures : Les mesures d'évaluation actuelles portant sur la reconnaissance de la parole peuvent ne pas être suffisamment pertinentes pour montrer les effets bénéfiques de l'adaptation bimodale. Si le temps vous le permet, il peut être utile d'étudier les points suivants :

- Les tests vocaux avec des haut-parleurs multiples
- Les tests vocaux en milieu réverbérant[61]
- Localisation spatiale
- Perception de la musique
- Reconnaissance du locuteur
- Reconnaissance des émotions
- Questionnaires subjectifs (par exemple le SSQ)

Que faire si l'adaptation bimodale n'apporte aucun bénéfice ou une dégradation

- Contactez le régleur de l'implant cochléaire afin de reconsidérer les réglages.
- Envisagez une implantation cochléaire bilatérale.
- Des tests plus approfondis (par ex. pour l'équilibrage de la sensation sonore) peuvent être envisagés.
- Davantage de temps peut être nécessaire pour s'adapter au signal bimodal[62,63] et / ou à la stratégie bimodale (par exemple pour un patient qui utilisait une bande passante large et qui essaye pour la première fois l'abaissement fréquentiel). Envisagez une rééducation auditive si cela n'est pas déjà le cas[62].
- Reiss et al.. (2014)[64] ont suggéré que certains patients utilisant une adaptation bimodale peuvent éprouver des difficultés importantes avec l'intégration spectrale binaurale et seront incapables de résoudre l'inadéquation de différences de hauteurs perçue entre les deux oreilles. Les stratégies alternatives de réglages telles que le chevauchement minimal[65,66] doivent être explorées. Laria et al.. (2014)[67] ont présenté un cas, dans lequel l'amélioration a été observée lorsque la bande de fréquence de l'implant n'a pas chevauché celle de l'aide auditive. Notons que les protocoles hybrides actuels recommandent certains chevauchements entre signal acoustique et électrique[68,69]. Si cette approche est appropriée pour un patient, l'audioprothésiste doit faire des essais pour déterminer la fréquence de coupure qui donnera les meilleurs résultats.
- Certains patients présentent une baisse de leurs performances avec une adaptation bimodale[11,58]. Toutefois, il s'agit davantage d'une exception que d'une règle.

Remarques finales

Les progrès technologiques des implants cochléaires et leurs résultats ont abouti à des critères de candidature élargis. Il y a donc plus de candidats à l'implantation qui présentent une audition résiduelle significative. La stimulation bimodale doit être prise en compte afin de donner accès aux indices acoustiques bilatéraux et binauraux. L'aide auditive doit, au minimum, être adaptée à la cible et vérifiée à l'aide de mesures REM. De meilleurs résultats peuvent être obtenus par optimisation du réglage de l'aide auditive. Cette optimisation peut inclure l'utilisation de courbes de réponses alternatives et/ou l'équilibrage de la sensation sonore. En raison de la variabilité inhérente à la population implantée, la meilleure configuration, varie d'un patient à l'autre. L'évaluation des résultats est importante pour individualiser l'approche du réglage de l'aide auditive.

Etude de cas : Patient 1

Le patient 1 est âgé de 88 ans. Il présente une perte auditive ancienne et progressive. Il a été exposé sans protection au bruit au travail et à l'armée. Au moment du bilan pré-implantation, son audiogramme montrait une perte en pente de ski avec audition normale sur le 125 et le 250 Hz et perte profonde sur les hautes fréquences (Cf. Figure 1). Il porte des aides auditives depuis plus de 20 ans. Après bilan, il a été implanté du côté gauche.

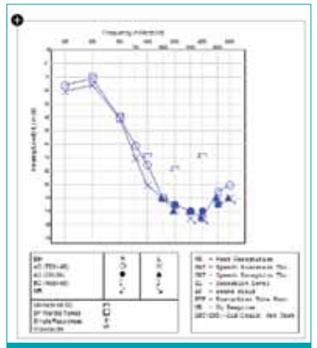


Figure 1 - Audiogramme pré-implantation du patient 1.

Le patient 1 continue d'utiliser une aide auditive du côté non implanté. Cette aide auditive utilise de la transposition de fréquence pour optimiser la perception des hautes fréquences. Le patient a indiqué sa préférence pour l'abaissement fréquentiel par rapport à une amplification bande large. Les mesures REM montrent une audibilité jusqu'à 1000 Hz (Figure 2). L'assistant d'abaissement fréquentiel (Figure 3), prédit une performance optimale en utilisant la fréquence de coupure à 1600 Hz (La première fréquence transposée) et en utilisant le "mode Etendu" (transposition de bandes de fréquence au lieu de 3 dans le "Mode Basic"). Le gain pour les sons transposé est réglé sur la valeur 0 par défaut.

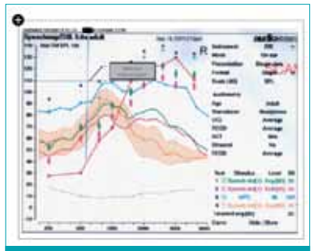


Figure 2 - Speech Map montrant les mesures REM pour le patient 1. Le test 1 (vert) montre les résultats pour une adaptation standard à large bande alors que le test 4 (orange) montre les résultats de l'abaissement fréquentiel.

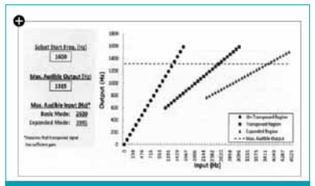
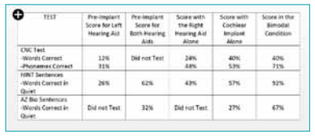


Figure 3 - Réglages proposés par l'assistant d'abaissement fréquentiel.

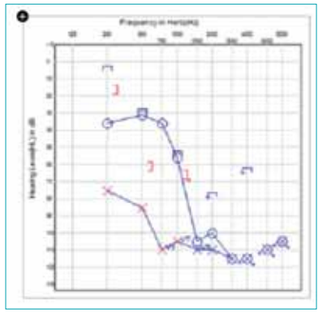
Le patient 1 porte son implant depuis environ 1 an et ses performances de compréhension sont montrées dans la table 1. Les résultats montrent une amélioration par rapport aux résultats pré-implantation et des résultats meilleurs avec l'adaptation bimodale. Le patient est satisfait de son aide auditive.



TEST	Pre-implant Score for Left Hearing Aid	Pre-implant Score for Both Hearing Aids	Score with the Right Hearing Aid Alone	Score with Cochlear Implant Alone	Score in the Bimodal Condition
CNC Test -Words Correct -Phonemes Correct	12% 31%	Did not Test	24% 48%	40% 53%	40% 71%
HINT Sentences -Words Correct in Quiet	26%	62%	43%	57%	92%
AZ Bio Sentences -Words Correct in Quiet	Did not Test	32%	Did not Test	27%	67%

Etude de cas : Patiente 2

La patiente 2 est âgée de 57 ans et elle présente une perte auditive progressive due à un aqueduc vestibulaire élargi.

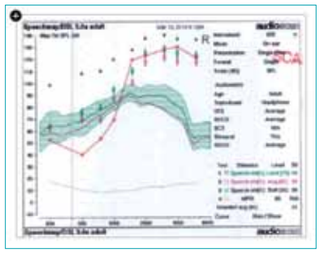


Au moment du bilan pré-implant, sa perte auditive était en pente. Les seuils vont d'une perte moyenne à profonde du côté droit et de sévère à profonde du côté gauche. Après bilan, elle a été implantée du côté gauche. Elle utilise son implant depuis environ 1 an et demi.

La patiente 2 continue d'utiliser son aide auditive du côté non implanté. Celle-ci est réglée sur les cibles données par la méthodologie DSL5.0 Adulte sur une bande passante aussi large que possible compte tenu de sa perte auditive.

L'abaissement fréquentiel pourtant disponible dans son aide auditive n'a pas été activé. En effet, l'audibilité n'est pas améliorée car la fréquence vocale maximum audible est à 1500 Hz et le 1500 Hz et la plus basse fréquence de départ disponible.

En raison de la sommation binaurale, la patiente a demandé une légère réduction du gain. Les mesures REM sont représentées ci-dessous.



Les résultats des tests vocaux sont montrés dans la table 2. Les résultats indiquent une amélioration significative par rapport aux tests pré-implantation. La performance de l'adaptation bimodale est similaire ou légèrement supérieure à celle obtenue avec l'implant cochléaire seul. La patiente est satisfaite de son aide auditive.

TEST	Pre-implant Score for Left Hearing Aid	Pre-implant Score for Both Hearing Aids	Score with the Right Hearing Aid Alone	Score with Cochlear Implant Alone	Score in the Bimodal Condition
CNC Test -Words Correct -Phonemes Correct	Did not Test	38% 80%	Did not Test	80% 91%	85% 95%
HINT Sentences -Words Correct in Quiet	32%	51%	58%	90%	98%
AZ Bio Sentences -Words Correct in Quiet -Words Correct in Noise	Did not Test	26% Did not Test	Did not Test	90% 66%	98% 76%

Références

1. Dorman, M. F. & Gifford, R. H. Combining acoustic and electric stimulation in the service of speech recognition. Int J Audiol 49, 912–9 (2010).
2. Ching, T., Psarros, C., Hill, M., Dillon, H. & Incerti, P. Should Children Who Use Cochlear Implants Wear Hearing Aids in the Opposite Ear. Ear & Hearing 22, 365 –80 (2001).
3. Ching, T., Incerti, P & Hill, M. Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. Ear and hearing (2004). doi:10.1097/00003446-200402000-00002
4. Cullington, H. E. & Zeng, F.-G. G. Comparison of bimodal and bilateral cochlear implant users on speech recognition with competing talker, music perception, affective prosody discrimination, and talker identification. Ear Hear 32, 16–30 (2011).
5. Illg, A., Bojanowicz, M., Lesinski-Schiedat, A., Lenarz, T. & Büchner, A. Evaluation of the bimodal benefit in a large cohort of cochlear implant subjects using a contralateral hearing aid. Otol. Neurotol. 35, e240–4 (2014).
6. Chang, JE, Bai, JY & Zeng, FG. Unintelligible low-frequency sound enhances simulated cochlear-implant speech recognition in noise. Biomedical Engineering (2006). doi:10.1109/TBME.2006.883793
7. Kong, YY, Stickney, GS & Zeng, FG. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. The Journal of the Acoustical … (2005). doi:10.1121/1.1857526
8. Straatman, LV, Rietveld, A. & Beijen, J. Advantage of bimodal fitting in prosody perception for children using a cochlear implant and a hearing aid. The Journal of the … (2010). at <http://scitation.aip.org/content/asa/journal/jasa/128/4/10.1121/1.3474236>
9. Sucher, CM & McDermott, HJ. Bimodal stimulation: benefits for music perception and sound quality. Cochlear Implants International (2009). doi:10.1002/cii.398
10. Hamzavi, J, Pok, M. S. & Gstoettner, W. Speech perception with a cochlear implant used in conjunction with a hearing aid in the opposite ear. … journal of audiology (2004). doi:10.1080/14992020400050010
11. Tyler, RS, Parkinson, AJ, Wilson, BS & Witt, S. Patients utilizing a hearing aid and a cochlear implant: speech perception and localization. Ear and … (2002). doi:10.1097/00003446-200204000-00003
12. Armstrong, M., Pegg, P., James, C. & Blamey, P. Speech perception in noise with implant and hearing aid. The America journal of otology 18, S140–1 (1997).
13. Blamey, P. J., Armstrong, M. & James, J. Cochlear implants, hearing aids, or both together? In G. M. Clark (Ed.). Cochlear implants 273 – 277 (1997).
14. Berrettini, S., Passetti, S., Giannarelli, M. & Forli, F. Benefit from bimodal hearing in a group of prelingually deafened adult cochlear implant users. American journal of otolaryngology 31, 332–338 (2010).
15. Ullauri, A, Crofts, H & Wilson, K. Bimodal benefits of cochlear implant and hearing aid (on the non-implanted ear): a pilot study to develop a protocol and a test battery. Cochlear implants … (2007). doi:10.1179/cim.2007.8.1.29
16. Nittrouer, S, Caldwell, A, Lowenstein, JH & Tarr, E. Emergent literacy in kindergartners with cochlear implants. Ear and … (2012). at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3419773/>
17. Nittrouer, S & Chapman, C. The effects of bilateral electric and bimodal electric—Acoustic stimulation on language development. Trends in amplification (2009). at <http://tia.sagepub.com/content/13/3/190.short>
18. Nittrouer, S., Kuess, J. & Lowenstein, J. H. Speech perception of sine-wave signals by children with cochlear implants. J. Acoust. Soc. Am. 137, 2811 (2015).
19. Offeciers, E, Morera, C, Müller, J & Huarte, A. International consensus on bilateral cochlear implants and bimodal stimulation. Acta oto- … (2005). at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/ 16109670>
20. Balkany, T. et al.. William House Cochlear Implant Study Group: position statement on bilateral cochlear implantation. Otology & Neurotology 29, 107–108 (2008).
21. Scherf, F. & Arnold, LP. Exploring the clinical approach to the bimodal fitting of hearing aids and cochlear implants: results of an international survey. Acta oto-laryngologica (2014). at <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/00016489.2014.914244>
22. Siburt, HW & Holmes, AE. Bimodal Fitting: A survey of current clinical practice. American journal of audiology (2015). at<http://aja.pubs.asha.org/article.aspx?articleid=2279994>
23. Keilmann, AM, Bohnert, AM & Gosepath, J. Cochlear implant and hearing aid: a new approach to optimizing the fitting in this bimodal situation. European Archives of Oto- … (2009). doi:10.1007/s00405-009-0993-9
24. Huart, SA & Sammeth, CA. Hearing aids plus cochlear implants: Optimizing the bimodal paediatric fitting. The Hearing Journal (2008). doi:10.1097/01.HJ.0000342441.45181.6e
25. Yehudai, N, Shpak, T, Most, T & Luntz, M. Functional status of hearing aids in bilateral-bimodal users. Otology & Neurotology (2013). doi:10.1097/MAO.0b013e3182898131
26. Harris, MS & Hay McCutcheon, M. An analysis of hearing aid fittings in adults using cochlear implants and contralateral hearing aids. The Laryngoscope (2010). doi:10.1002/lary.21148
27. American Academy of Audiology. Guidelines for the Audiologic Management of Hearing Impairment. . Audiology Today 18, (2006).
28. American Academy of Audiology. Clinical Practice Guidelines: Paediatric Amplification. http://audiology-web. s3.amazonaws.com/migrated/PaediatricAmplificationGuidelines.pdf_539975b3e7e9f1.74471798.pdf
29. Ching, T. Y., van Wanrooy, E. & Dillon, H. Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: a review. Trends Amplif 11, 161–92 (2007).
30. Ching, T. Y., Incerti, P. & Plant, K. Electric-acoustic stimulation: for whom, in which ear, and how. Cochlear Implants Int 16 Suppl 1, S12–5 (2015).
31. Morera, C, Cavalle, L & Manrique, M. Contralateral hearing aid use in cochlear implanted patients: multicenter study of bimodal benefit. Acta oto- … (2012). at <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/00016489.2012.677546>
32. Davidson, LS, Firszt, JB & Brenner, C. Evaluation of Hearing Aid Frequency Response Fittings in Paediatric and Young Adult Bimodal Recipients. Journal of the … (2015). at <http://www.ingentaconnect.com/content/aaa/jaaa/2015/00000026/00000004/art00007>
33. Stelmachowicz, PG & Pittman, AL. The importance of high-frequency audibility in the speech and language development of children with hearing loss. … –Head & Neck … (2004). doi:10.1001/archotol.130.5.556
34. Seeber, BU, Baumann, U & Fastl, H. Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants. The Journal of the Acoustical … (2004). doi:10.1121/1.1776192

35. Potts, LG, Skinner, MW & Litovsky, RA. Recognition and localization of speech by adult cochlear implant recipients wearing a digital hearing aid in the nonimplanted ear (bimodal hearing). Journal of the … (2009). at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2876351/>
36. Bartov, T & Most, T. Song Recognition by Young Children With Cochlear Implants: Comparison Between Unilateral, Bilateral,and Bimodal Users. Journal of Speech (2014). at <http://sig17perspectives.pubs.asha.org/article. aspx?articleid=1870320>
37. Fata, E. F., James, CJ & Laborde, ML. How much residual hearing is 'useful'for music perception with cochlear implants? Audiology and … (2009). doi:10.1159/000206491
38. Gfeller, K, Oleson, J, Knutson, JF & Breheny, P. Multivariate predictors of music perception and appraisal by adult cochlear implant users. Journal of the … (2008). at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2677551/>
39. Neuman, AC & Svirsky, MA. Effect of hearing aid bandwidth on speech recognition performance of listeners using a cochlear implant and contralateral hearing aid (bimodal hearing). Ear and hearing (2013). at <http://europepmc.org/ articles/pmc3748228>
40. Sheffield, SW & Gifford, RH. The benefits of bimodal hearing: effect of frequency region and acoustic bandwidth. Audiology and Neurotology (2014). doi:10.1159/000357588
41. Kong, YY & Carlyon, RP. Improved speech recognition in noise in simulated binaurally combined acoustic and electric stimulations). The Journal of the Acoustical Society of … (2007). doi:10.1121/1.2717408
42. Zhang, T, Dorman, MF & Spahr, AJ. Information from the voice fundamental frequency (F0) region accounts for the majority of the benefit when acoustic stimulation is added to electric stimulation. Ear and hearing (2010). at <http:// www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3684557/>
43. Shpak, T, Most, T & Luntz, M. Fundamental frequency information for speech recognition via bimodal stimulation: cochlear implant in one ear and hearing aid in the other. Ear and hearing (2014). doi:10.1097/AUD.0b013e3182a2c814
44. Zhang, T., Dorman, M. F., Gifford, R. & Moore, B. C. Cochlear dead regions constrain the benefit of combining acoustic stimulation with electric stimulation. Ear Hear 35, 410–7 (2014).
45. Mok, M., Grayden, D., Dowell, R. C. & Lawrence, D. Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. J. Speech Lang. Hear. Res. 49, 338–51 (2006).
46. Mok, M, Galvin, KL, Dowell, RC & McKay, CM. Speech perception benefit for children with a cochlear implant and a hearing aid in opposite ears and children with bilateral cochlear implants. Audiology and Neurotology (2010). doi:10.1159/000219487
47. Preminger, JE & Carpenter, R. A clinical perspective on cochlear dead regions: intelligibility of speech and subjective hearing aid benefit. Journal of the American … (2005). at <http://www.ingentaconnect.com/content/aaa/jaaa/2005/00000016/00000008/art00009>
48. Glista, D, Scollie, S, Bagatto, M & Seewald, R. Evaluation of nonlinear frequency compression: Clinical outcomes. … Journal of Audiology (2009). doi:10.1080/14992020902971349
49. McCreery, RW, Brennan, MA, Hoover, B & Kopun, J. Maximizing audibility and speech recognition with non-linear frequency compression by estimating audible bandwidth. Ear and … (2013). at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3566286/>
50. Hua, H, Johansson, B & Jönsson, R. Cochlear implant combined with a linear frequency transposing hearing aid. Journal ofthe … (2012). at <http://www.ingentaconnect.com/content/aaa/jaaa/2012/00000023/00000009/art00006>
51. Perreau, A. E., Bentler, R. A. & Tyler, R. S. The contribution of a frequency-compression hearing aid to contralateral cochlear implant performance. J Am Acad Audiol 24, 105–20 (2013).
52. McDermott, H & Henshall, K. The use of frequency compression by cochlear implant recipients with postoperative acoustic hearing. Journal of the American Academy … (2010). at <http://www.ingentaconnect.com/content/aaa/jaaa/2010/00000021/00000006/art00005>
53. Park, LR, Teagle, H., Buss, E & Roush, PA. Effects of frequency compression hearing aids for unilaterally implanted children with acoustically amplified residual hearing in the nonimplanted ear. Ear and … (2012). doi:10.1097/AUD.0b013e31824a3b97
54. Alexander, J. M. 20Q: The Highs and lows of frequency lowering amplification.. AudiologyOnline Article 11772, (2013).
55. Blamey, P. J., Dooley, G. J., James, C. J. & Parisi, E. S. Monaural and binaural loudness measures in cochlear implant users with contralateral residual hearing. Ear Hear 21, 6–17 (2000).
56. Van Hoesel, R. Contrasting benefits from contralateral implants and hearing aids in cochlear implant users. Hearing research (2012). at <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378595511002942>
57. Francart, T & McDermott, HJ. Psychophysics, fitting, and signal processing for combined hearing aid and cochlear implant stimulation. Ear and hearing (2013). doi:10.1097/AUD.0b013e31829d14cb
58. Litovsky, RY & Johnstone, PM. Benefits of bilateral cochlear implants and/or hearing aids in children: Beneficios de los implantes cocleares bilaterales y/o auxiliares auditivos en niños. International Journal of … (2006).doi:10.1080/14992020600782956
59. Dorman, MF, Loizou, P, Wang, S & Zhang, T. Bimodal cochlear implants: the role of acoustic signal level in determining speech perception benefit. Audiology and… (2014). doi:10.1159/000360070
60. Fabry, D., Firszt, J. B., Gifford, R. H., Holden, L. K. & Koch, D. B. Evaluating speech perception benefit in adult cochlear implant recipients . Audiology Today May, 36 – 43 (2009).
61. Mason, M & Kokkinakis, K. Perception of consonants in reverberation and noise by adults fitted with bimodal devices. Journal of Speech (2014). at <http://jshd.pubs.asha.org/article.aspx?articleid=1832502>
62. Zhang, T., Dorman, M. F., Fu, Q.-J. J. & Spahr, A. J. Auditory training in patients with unilateral cochlear implant and contralateral acoustic stimulation. Ear Hear 33, e70–9 (2012).
63. 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). at <http://informahealthcare.com/doi/abs/10. 1080/00016480510035395>
64. Reiss, L., Ito, RA, Eggleston, JL & Wozny, DR. Abnormal binaural spectral integration in cochlear implant users. Journal of the Association for … (2014). doi:10.1007/s10162-013-0434-8
65. Green, T, Faulkner, A & Rosen, S. Overlapping frequency coverage and simulated spatial cue effects on bimodal (electrical and acoustical) sentence recognition in noise. … Journal of the Acoustical Society of … (2014). doi:10.1121/1.4861843
66. Reiss, L., Ito, RA, Eggleston, JL & Liao, S. Pitch Adaptation Patterns in Bimodal Cochlear Implant Users: Over Time and After Experience. Ear and … (2015). doi:10.1097/AUD.0000000000000114
67. Laria, C, Auletta, G, Riccardi, P & Papa, C. … good performance with bimodal stimulation in a like-hybrid modality in a patient with profound bilateral sensorineural hearing loss with low-frequencies preservation. American journal of … (2014). at <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S019607091300207X>
68. Gifford, R. 20Q: Hybrid/EAS cochlear implants- New research and clinical tips. AudiologyOnline Article 828, (2011).
69. Vermeire, K, Anderson, I & Flynn, M. The influence of different speech processor and hearing aid settings on speech perception outcomes in electric acoustic stimulation patients. Ear and … (2008). doi:10.1097/AUD.0b013e31815d6326

PHONAK life is on

Calibration biométrique : améliorer la directivité des aides auditives Phonak Virto™ B

Les aides auditives Phonak Virto B incorporent une nouvelle technologie, la calibration biométrique, qui personnalise la directivité en fonction de l'anatomie de la conque de l'utilisateur pour optimiser les performances auditives dans les environnements bruyants. Cette personnalisation permet d'améliorer la directivité de 2 dB, ce qui donne lieu à de meilleures performances auditives dans les situations les plus complexes.

Introduction

Entendre dans le bruit est probablement la situation auditive la plus difficile pour les personnes malentendantes et les utilisateurs d'aides auditives les plus satisfaits estiment que leurs aides auditives atténuent efficacement le bruit ambiant1. Cependant, il est difficile de personnaliser les performances auditives quand chaque oreille possède des caractéristiques anatomiques et audiologiques qui lui sont propres2. Les appareils Virto B donnent une nouvelle dimension aux aides auditives sur-mesure grâce à la calibration biométrique. Auparavant, l'aspect le plus personnalisé d'une aide auditive sur-mesure était l'adaptation physique au conduit auditif du patient. La calibration biométrique utilise l'empreinte d'oreille réalisée par l'audioprothésiste pour personnaliser non seulement la coque, mais aussi les performances directionnelles de l'aide auditive.

Sur les précédents produits sur-mesure, le seul paramètre pris en compte lors de la personnalisation des microphones directionnels était leur profondeur d'insertion. Il s'agissait de déterminer la profondeur d'insertion des microphones à l'intérieur du conduit auditif du patient, par ex., pour les aides auditives mini-canal, la profondeur du microphone était telle qu'il était aligné sur le tragus du patient. Bien que le calcul de la profondeur du microphone se soit révélé un outil suffisant pour paramétrer les microphones directionnels, il s'agissait de la méthode la plus précise pour les modèles sur-mesure les plus grands, comme les aides auditives intra-conque. Plus les ouvertures du microphone de l'appareil sont insérées profondément dans l'oreille, plus il est difficile de paramétrer avec précision le microphone directionnel. Ce défaut existe partiellement, car plus les microphones sont insérés profondément dans le conduit auditif, plus le signal cible est altéré par l'anatomie de l'oreille et plus l'influence des microphones directionnels est moindre.

La calibration biométrique permet de résoudre ce problème. Le nouvel algorithme de calibration biométrique extrait plus de 1 600 points de données uniques de l'empreinte d'oreille du patient. Ces points de données biométriques sont comparés à un modèle d'oreille qui sait comment l'oreille réfléchit le son. Des réglages de calibration uniques sont ensuite calculés pour optimiser la sensibilité directionnelle de l'oreille. Le faisceau directionnel généré lorsque le patient pénètre dans un environnement bruyant est plus précis, car il a été calibré pour prendre en compte l'anatomie de la conque du patient.

Cependant, l'efficacité du traitement du son personnalisé des aides auditives Virto B dépend de celle de son matériel (les modèles directionnels Virto B sont équipés de nouveaux microphones). Les microphones à gradient de pression (PU) sont robustes et restent stables avec le temps. D'après une analyse technique interne, dans les programmes de focalisation, ces dispositifs produisent également 10 dB de bruit de fond en moins (cf. figure 1) que leur prédécesseur, le microphone à pression (PP).

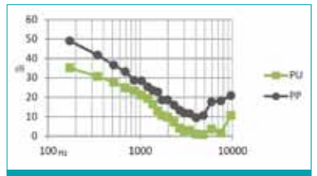


Figure 1 - Niveau de bruit de fond des microphones (dB) en fonction des fréquences.

Étant donné que chaque oreille entend différemment, est-il possible d'améliorer les performances auditives en recommandant un produit (cf. figure 2) qui personnalise la directivité en fonction de l'anatomie du pavillon?

Figure 2 - Virto B-10.

Un focalisateur optimisé qui améliore la directivité diminuera davantage le bruit ambiant et améliorera les performances auditives. L'objectif de cette étude était de déterminer si les aides auditives Virto B avec calibration biométrique améliorent la directivité par rapport à leur prédécesseur, le modèle Virto V.

Méthodologie

Deux types d'études ont été réalisés : une vérification et une validation.

Vérification

Lors de l'analyse de vérification, huit oreilles en silicone ont été créées en s'inspirant de centaines de scans d'empreinte d'oreille provenant des 5 continents. Les tests de vérification portant sur cet ensemble d'oreilles en silicone ont été effectués de deux façons différentes, en prenant des mesures objectives du rapport signal sur bruit (RSB) et en réalisant une analyse de la directivité à l'aide d'un diagramme polaire.

Le modèle directionnel pile 10 a été choisi, car il offrait une profondeur d'insertion plus importante et avait le plus de chances de présenter des différences de profondeur du microphone tout en utilisant le microphone PU intégré dans tous les modèles directionnels Virto B. Les mesures du rapport signal sur bruit (RSB) ont été réalisées à l'aide du test de phrases d'Oldenbourg (OLSA) avec une parole cible à 65 dB(A) et un bruit ambiant de cafétéria à 65 dB(A). Un réseau de 12 haut-parleurs créant un bruit diffus de cafétéria (parole cible à 0° et bruit de 30 à 330°) a été évalué dans le programme StereoZoom, tandis qu'un réseau de 3 haut-parleurs (parole cible à 0° et bruit à ±90°) a été évalué dans le programme UltraZoom.

Le protocole de mesure objective de Hagerman et Olofsson a été utilisé. Lors de la deuxième analyse de vérification, des courbes polaires ont été générées d'après le même ensemble de 8 oreilles en silicone dans une chambre anéchoïque (cf. figure 3), dans le programme UltraZoom. Chaque oreille en silicone était appareillée avec un B-10 et V-10, B-312 et V- 312, B-13 et V-13, pour un total de 48 aides auditives. UltraZoom est un focalisateur adaptatif, c'est-à-dire qu'il ajuste automatiquement la valeur zéro pour obtenir une atténuation maximale du bruit indésirable. Les courbes polaires ont été mesurées avec la configuration suivante. Un haut-parleur fixe diffusait du bruit rose (bruit indésirable) et un KEMAR modifié, portant les oreilles en silicone et les aides auditives, s'arrêtait pour prendre des mesures tous les 15°. À chaque angle, le degré d'intensité au niveau de l'écouteur était mesuré et comparé à la valeur à 0°, créant ainsi la courbe d'atténuation spatiale. UltraZoom ajustant automatiquement la valeur zéro à chaque angle, la courbe polaire ainsi obtenue représente l'atténuation maximale du bruit indésirable à chaque angle.

Figure 3 - Configuration du KEMAR dans une chambre anéchoïque pour la mesure du diagramme polaire

Validation

À l'issue de l'analyse de vérification, une étude d'un mois a été réalisée dans deux installations distinctes.

L'objectif de la validation était de déterminer si les améliorations constatées au niveau de la directivité au cours de la vérification entraîneront un avantage subjectif lors du port des aides auditives par des participants humains souffrant d'une perte auditive. Les sujets comprenaient 35 utilisateurs d'aides auditives expérimentés présentant une perte auditive moyenne à moyennement-sévère. Chaque participant était équipé d'un écouteur puissant Virto B90-10 ou 312 et Virto V90-10 ou 312 avec évents acoustiquement optimisés (AOV). Tous les sujets ont porté les appareils Virto B pendant un essai à domicile de deux semaines et ont été invités à remplir un questionnaire sur le confort auditif. Ce questionnaire demandait aux sujets d'évaluer différentes situations auditives (leur propre voix, la parole dans le calme et la parole dans le bruit) quant à la perception de la sonie, la qualité sonore associée aux caractéristiques négatives et positives types et la qualité sonore générale.

Résultats

Vérification

La figure 4 présente les résultats des mesures du RSB à l'aide d'UltraZoom. Les résultats montrent une amélioration moyenne de 2,62 dB du RSB pour les modèles Virto V90-10 comparés à Virto B90-10 sur les 8 oreilles.

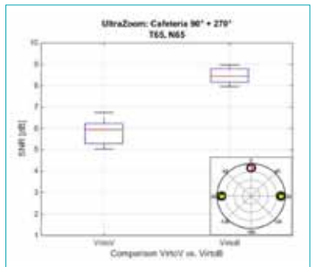


Figure 4 - Boîte à moustaches représentant les valeurs du RSB obtenues pour les modèles Virto V90-10 et Virto B90-10 avec le réseau de 3 haut-parleurs correspondant (en bas à droite) en mode UltraZoom – test de phrases OLSA à 0° et bruits de cafétéria à ±90°.

Médiane	5,94	8,44	
Moyenne	5,84	8,46	Diff. : 2,62

Les résultats des mesures du RSB avec StereoZoom (cf. figure 5) montrent une amélioration de 0,8 dB du RSB pour les modèles Virto V90-10 comparés à Virto B90-10 sur les 8 oreilles.

Bien qu'il soit probable que ces résultats soient statistiquement significatifs, ils ne sont pas considérés comme pertinents d'un point de vue clinique.

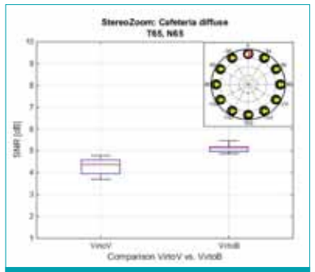


Figure 5 - Boîte à moustaches représentant les valeurs du RSB obtenues pour les modèles Virto V90-10 et Virto B90-10 avec le réseau de haut-parleurs correspondant (en bas à droite) en mode StereoZoom - réseau de 12 haut-parleurs, test de phrases OLSA à 0° et bruit diffus de cafétéria de 30 à 330°.

Médiane	4,38	5,15	
Moyenne	4,29	5,12	Diff. : 0,83

La figure 6 montre les résultats des mesures du diagramme polaire représentant l'atténuation spatiale moyenne entre 100 et 6 600 Hz. L'atténuation maximale moyenne, calculée pour les huit appareils et pour l'hémisphère arrière de chacun d'eux, s'élève à -18,11 ± 0,96 dB pour le modèle Virto B-10 et à -15,96 ± 1,08 dB pour le système Virto V-10. La différence moyenne, hors tolérances, est de 2,15 dB.

Figure 6 - Réponses en fréquence large bande recueillies en mode UltraZoom pour les modèles Virto V90-10 (graphique de gauche) et Virto B90-10 (graphique de droite). Les résultats représentent la courbe d'atténuation spatiale entre 100 et 6 600 Hz.

Validation :

Les résultats (cf. figure 7) indiquent que plus de 60 % des participants ont estimé que la qualité sonore de la parole dans le bruit était « très naturelle » ou « extrêmement naturelle » avec les aides auditives Virto B.

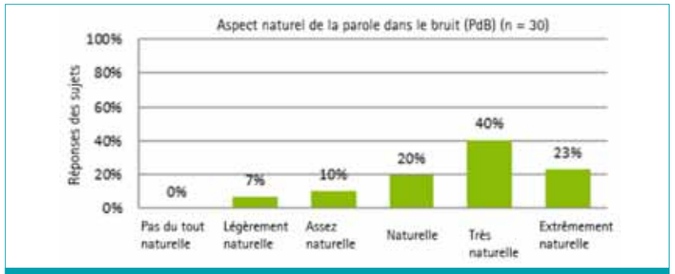


Fig 7 - Résultats du questionnaire suite à l'essai à domicile concernant l'aspect naturel perçu de la parole dans le bruit, études suisse et américaine confondues.

Plus de 80 % des participants ont estimé que la clarté vocale dans le bruit était « très claire », « claire » ou « moyennement claire ». Plus de 80 % ont considéré leur propre voix comme étant « extrêmement claire » ou « claire ». Tous ces résultats positifs ont été obtenus chez plus de 70 % des participants qui ont déclaré être globalement « satisfaits » ou « très satisfaits » des aides auditives.

Conclusion

Chaque oreille est unique, chaque oreille entend différemment. Les aides auditives Virto B avec Calibration

Biométrique tiennent compte de l'anatomie de l'oreille du patient afin d'optimiser les performances directionnelles pour chaque oreille. Toutefois, les appareils Virto B ne se résument pas à la calibration Biométrique, ils sont la somme de ses éléments : la Calibration Biométrique, les nouveaux microphones PU et les améliorations apportées à la plateforme Belong, y compris le nouvel AutoSense OS. Cette étude a démontré que les aides auditives Virto B offraient en moyenne une directivité supérieure de 2 dB à celle des aides auditives sans calibration biométrique.

Plus d'informations sur www.phonakpro.fr/virto-b ou www.phonakpro.fr/etudes :

-Phonak Field Study News I Calibration biométrique : améliorer la directivité des aides auditives Phonak Virto B (Août 2017)

Les Cahiers de
l'Audition
La Revue du Collège National d'Audioprothèse

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

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

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

Life sounds brilliant.

Signia - Solutions Auditives Siemens

« Focus Bluetooth - Connectivité - Apps »

- Signia Nx

Signia Nx est sans équivoque la seule plateforme numérique au monde à offrir une perception naturelle de la propre voix associée à une intelligibilité optimale grâce à son système OVP™, reconnaissance vocale différenciée. Elle est aussi la seule puce à pouvoir associer le e2e Ultra HD et le Bluetooth® basse consommation !

OVP, la reconnaissance vocale différenciée

Lors d'un premier appareillage, le patient expérimente souvent une gêne occasionnée par la résonance de sa propre voix. Pour atténuer cette gêne, ressentie par 41% [1,2] des personnes appareillées, des modifications de réglages peuvent être apportées mais qui auront pour conséquences de compromettre malheureusement l'intelligibilité du patient.

Avec sa nouvelle plateforme Signia Nx, Signia propose une vraie solution de gestion de la résonance de la voix du patient sans avoir à faire de compromis sur les performances de compréhension du patient. Signia Nx offre une perception naturelle de la propre voix associée à une intelligibilité optimale grâce à son système OVP™, la reconnaissance vocale différenciée. 78% des patients ayant testé OVP préfèrent la sonorité de leur appareillage lorsqu'il est activé [2].

L'OVP est la seule technologie capable de traiter précisément et indépendamment la voix du patient des sons externes. Grâce à elle, l'acceptation lors d'un premier appareillage est inégalée avec une amélioration de 75% de l'acceptation spontanée de sa propre voix chez les utilisateurs d'aides auditives insatisfaits [3]. Signia Nx, offre une voix et une audition naturelles, sans compromis.

Le traitement binaural e2e Ultra HD

Le système e2e Ultra HD, système breveté de synchronisation binaurale à bande passante complète et continue, est au cœur du fonctionnement des nouvelles aides auditives Signia NX. Ce système de communication extrêmement perfectionné permet aux appareils de réaliser un traitement binaural de l'information sonore pour un résultat naturel et toujours plus performant.

Basés sur cet e2e Ultra HD, les nouveaux algorithmes spatiaux HD permettent au patient d'obtenir des performances de compréhension dans le bruit inégalées aujourd'hui tout en assurant une bonne perception et localisation des sons de son environnement.

Signia Nx offre ainsi une compréhension claire de la parole, un son cristallin et une perception naturelle dans toutes les situations, même les plus bruyantes.

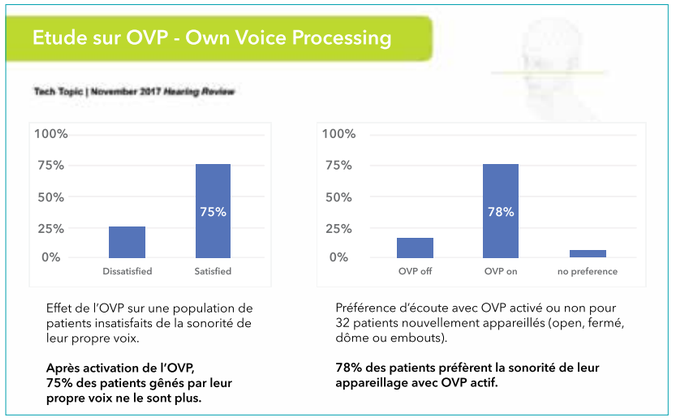
La connectivité Bluetooth LE

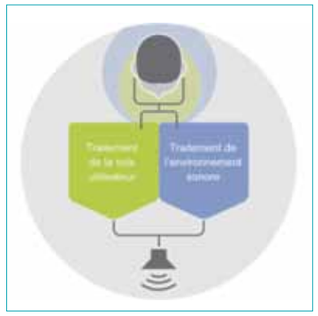
La révolution de Signia Nx tient également du fait de l'association de l'e2e Ultra HD et du Bluetooth. Une combinaison unique sur le marché !

Intégrant la technologie Bluetooth 2.4 GHz Low Energy (LE), les aides auditives Signia Nx offrent :

- Le meilleur de la transmission audio qui soit avec une très faible consommation d'énergie, le patient profite ainsi du streaming continu de ses appels en stéréo, de sa musique, des sons de ses applications et des chaines TV. Le streaming audio continu est disponible via le SteamLine Mic depuis Android, via le StreamLine TV depuis les téléviseurs, et en direct depuis iOS.
- Un interfaçage avec l'application smartphone myControl 2.0. Cette application, reliée en Bluetooth aux aides auditives, permet au patient de contrôler de multiples réglages de façon simple et intuitive. Ainsi l'écoute du patient se fait sur mesure, à sa demande, en réglant le volume, la directivité microphonique, le programme et bien d'autres paramètres encore.

De plus, une fois connecté en Bluetooth, Signia Nx utilise les capteurs de mouvements du smartphone pour proposer un traitement du signal encore plus précis et adapté à la situation d'écoute.





TeleCare, une nouvelle vision de la relation client

TeleCare est un outil de gestion innovant avec lequel le suivi de vos patients devient personnalisé, précis et efficace, et la satisfaction ne cesse de croître avec une augmentation du taux de réussite de vos appareillages.

Après la première visite d'appareillage, TeleCare 3.0 vous permet de réaliser des ajustements à distance et d'établir une communication de proximité avec vos patients via la visite à domicile virtuelle.

Les avantages de TeleCare, pour vous :

- Accompagnement sur mesure
- Meilleur soutien à distance
- Proximité et communication facilitées

Les avantages pour vos patients :

- Evaluer sa satisfaction
- Se familiariser avec ses aides auditives
- Etablir une relation de proximité

StreamLine Mic, la connectivité pour tous les smartphones

Très simple à appairer avec les aides auditives et les smartphones et avec son utilisation intuitive, StreamLine Mic est l'accessoire incontournable pour bénéficier d'une connectivité inégalée.

Compatible avec tous les smartphones équipés Bluetooth et les aides auditives Signia (Motion 13 Nx, Pure 312 Nx), StreamLine Mic est le nouvel accessoire qui offre le streaming audio continu permettant au patient de recevoir ses appels téléphoniques en mains libres, et de bénéficier d'une écoute en stéréo de sa musique et des sons de ses applications.

Signia Nx

Connectivité : fonctionnalités avec les smartphones

	iOS	Android
Streaming audio		
Conversation téléphonique : streaming direct	•	•*
Musique, application : streaming direct	•	•*
TV : streaming direct avec StreamLine TV	•	•
myControl 2.0	•	•
TeleCare 3.0	•	•

Les avantages de la connectivité avec iPhone (iOS) :

- Son stéréo pour les appels téléphoniques, les applications, la musique...
- Significativement moins énergivore que le Bluetooth "classique" (Android)

* Avec StreamLine Mic

Le StreamLine Mic peut également être utilisé en micro déporté, très pratique dans une salle de classe ou de réunion. Et en plus des smartphones, StreamLine Mic est compatible avec tout appareil équipé du Bluetooth tels que les ordinateurs portables, les ordinateurs fixes, les téléphones classiques, etc. Pour l'écoute des programmes TV sur téléviseurs, StreamLine Mic peut être combiné à l'accessoire StreamLine TV. Avec sa charge rapide et complète en 2 heures, StreamLine Mic offre plus de 6 heures d'autonomie que ce soit pour une utilisation en streaming audio ou en micro déporté

1. Communication – the primary goal of audiologic rehabilitation by Erick Harry Hoydal Hearing Review 2017
2. MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. By Sergei Kochkin. THE HEARING JOURNAL. January 2010.
3. « Etude de préréglage » réalisée en 2017 au centre d'audition d'Oldenburg étudiant l'effet du traitement de la propre voix du patient sur l'acceptation spontanée après un réglage des aides auditives. Plus de détails sur www.signia-pro/first-fit-study.

Starkey Hearing Technologies
Mieux entendre. Mieux vivre.

Une nouvelle dimension dans l'audition

Jill Johnson.

Starkey lancera très prochainement sa nouvellefamille de produits iQ, déclinée en différents nouveaux modèles. La nouvelle gamme de produits iQ, basée sur la plateforme Synergy® dotée d'Acuity™ OS 2 aux performances éprouvées, offre aux patients une expérience plus riche et plus personnelle.

ACUITY IMMERSION

Fruit de nos activités de recherche et développement, menées en collaboration avec des chercheurs et développeurs en réalité virtuelle, **Acuity Immersion** confère un avantage unique aux intras semi-profonds (CIC) et intra-profonds (IIC). Grâce à leurs microphones idéalement situés pour capter le son après le modelage du pavillon, ces solutions discrètes offrent à l'algorithme Acuity Immersion les indices naturels indispensables à l'orientation spatiale. Ces indices sont transposés par Acuity Immersion dans une région audible pour l'utilisateur, sans interférer avec les signaux vocaux. S'habituant à ces indices nouvellement audibles, l'utilisateur retrouve des sensations de présence et de connexion au monde qui est le leur. (Muse iQ CIC et SoundLens Synergy iQ uniquement.)

ACUITY IMMERSION DIRECTIONALITY

Si des indices de directivité supérieurs peuvent être obtenus grâce à l'écartement du microphone des RIC, des BTE et des plus grands intra-auriculaires, la position du microphone est souvent synonyme de perte de sons naturels. Acuity Immersion Directionality restaure le schéma de directivité naturelle du pavillon lorsque l'amplification signal-bruit de la directionnalité totale n'est pas requise. Grâce à la technologie directionnelle, les utilisateurs bénéficient désormais d'un son spatial plus naturel dans la plupart des environnements et d'une directionnalité totale dans les environnements plus bruyants et difficiles.

Les aides auditives iQ donnent aux patients la possibilité d'accéder à ces indices et libèrent leur potentiel auditif d'une manière totalement nouvelle.

Acuity Immersion se concentre sur ce qui, dans le son et l'audition, contribue à l'expérience spatiale de l'auditeur - la perception de la présence physique dans l'environnement. Le pavillon, avec ses contours complexes, marque de son empreinte chaque son qui entre dans l'oreille et le cerveau utilise cette signature acoustique pour générer la perception externe du son, ou sensation de présence.

La perception d'un son repose sur d'autres attributs, notamment la dimension de la pièce et la sensation de présence de l'individu - le sentiment d'être immergé ou connecté au monde qui est le leur. La recherche en acoustique architecturale illustre ce sens unique d'enveloppement. Par exemple, une salle de concert bien conçue permet à l'auditeur d'être encore mieux immergé dans le son et augmente grandement, preuve à l'appui, l'impact émotionnel de la musique.

MOTS-CLÉS POUR PROGRAMMES

Des **mots-clés** permettent désormais d'identifier les programmes par un mot et non un chiffre. Il n'est pas surprenant que les patients aient du mal à se souvenir de l'utilisation supposée de chaque programme. Les descriptifs sont plus parlants lorsqu'ils font référence à un environnement — 'Restaurant' est plus évocateur que 'Deux'. Pour chaque programme enregistré, une liste exhaustive de mots-clés est proposée, permettant aux audioprothésistes de choisir le descriptif le plus pertinent pour leurs patients.

POTENTIOMÈTRE INTELLIGENT

Auparavant, la réserve de gain pouvait être limitée lorsque le gain requis pour une adaptation était proche du maximum dans un canal de l'aide auditive. Avec **Potentiomètre intelligent**, il est possible d'augmenter le gain dans tous les canaux qui ne sont pas déjà au maximum, pour une augmentation souhaitée et utile du volume sonore. Lorsque le volume diminue, Potentiomètre intelligent rétablit la configuration initiale. (Muse iQ et SoundLens Synergy iQ uniquement.)

Dernier accessoire sans fil, **la télécommande TruLink®** permet aussi de contrôler les aides auditives Halo iQ. L'application TruLink Hearing Control, proposant des réglages souples, intuitifs et conviviaux, ouvre la voie à l'optimisation des performances des aides auditives.

La technologie 900sync offre aux utilisateurs d'aides auditives Muse iQ et SoundLens Synergy iQ une expérience auditive naturelle et de qualité en streaming. 900Sync affiche également une disponibilité de connexion supérieure à 98 %.

Acuity OS 2, tout dernier système d'exploitation de Starkey, est avec Interactive Intelligence cinq fois plus rapide que son prédécesseur — et plus que jamais en adéquation avec le rythme de vie des patients. Interactive Intelligence s'adapte rapidement et en permanence aux changements d'environnements lors des conversations, permettant aux patients de passer d'un environnement d'écoute à un autre sans effort et sans perdre un mot.

En offrant une meilleure audition, les aides auditives offrent également une meilleure qualité de vie. C'est pourquoi Starkey met, encore et toujours, tout en oeuvre pour proposer la meilleure technologie possible – afin que les audioprothésistes puissent garantir à leurs clients le meilleur service qui soit.

Starkey.fr
@StarkeyFrance
facebook.com/starkeyfrancepro

Actualités
du monde de l'audiologie

Communiqués de presse

OTICON

Oticon Opn™ offre désormais la connectivité la plus complète existante, sans compromis sur l'audiologie et même en version rechargeable !

Opn a dévoilé son ConnectClip : grâce à la technologie Bluetooth Low Energy 2,4 GHz, il est facile de se connecter à un iPhone® ou un smartphone Android™, pour une expérience sonore en haute qualité stéréo !

Intégrant plusieurs technologies innovantes, Oticon Opn™ permet de suivre une conversation à plusieurs même dans les environnements les plus complexes, réduit rapidement les bruits de fond et reste aujourd'hui encore la seule aide auditive au monde qui offre des bénéfices pour le cerveau scientifiquement prouvés. Des avancées technologiques qui lui ont valu de nombreux prix internationaux et des réactions extrêmement positives de la part de ses utilisateurs[1]. Aujourd'hui, Oticon enrichit les options de connectivité sans fil d'Opn, pour offrir un confort et une qualité sonore incomparable à ses utilisateurs.

ConnectClip, le seul accessoire « Made for Everything » en stéréo streaming

Oticon Opn offre désormais une connectivité avec tous les smartphones récents, qu'ils soient Android™, IOS ou autres, dotés de la technologie Bluetooth, versions 2010 et ultérieures. Reposant sur la technologie révolutionnaire Bluetooth Low Energy (BLE) 2,4 GHz, Opn transmet simultanément le son aux deux aides auditives pour une expérience d'écoute plus facile et plus intense lors d'un streaming audio quel qu'il soit.

Avec ConnectClip, solution tout-en-un servant à la fois de microphone distant, kit mains-libres et télécommande, Oticon porte la connectivité sans fil à un niveau supérieur. L'utilisateur d'Opn profite de conversations vraiment 'mains libres', fonction désormais disponible sur tous les téléphones Android. Le microphone distant lui permet également d'être à l'écoute d'un intervenant donné dans un environnement bruyant ou lorsque la distance qui le sépare de cette personne est trop grande.

Enfin, avec l'application gratuite téléchargeable Oticon ON, l'utilisateur d'un iPhone ou d'un téléphone Android profite pleinement de la connectivité sans fil et reçoit, par exemple, directement ses appels dans ses aides auditives Opn. Il peut également utiliser l'application ON pour interagir avec d'autres appareils et services connectés à Internet via le réseau IFTTT.com (IfThisThenThat).

En utilisant une bande passante élevée de 7,5 kHz pour restituer un **son stéréo de qualité, Opn contourne les limites du streaming** et évite la qualité sonore moindre d'une bande passante étroite de 3,5 kHz obtenue avec la technologie Bluetooth classique3. Connectivité BLE et technologie OpenSound créent ainsi une qualité de son extraordinaire, avec une réduction du bruit optimale, pour une expérience sonore inégalée lors de la transmission de conversations téléphoniques ou de musiques à partir de smartphones ou d'un ordinateur.

Tout simplement, une nouvelle prouesse technologique signé Oticon pour laquelle il n'y a eu **AUCUN compromis sur l'audiologie, le son à 360° et l'option rechargeable**.

Nouvelle mise à jour du Firmware : Oticon Opn™, toujours à la pointe de la technologie !

Avec ses mises à jour régulières qui permettent de profiter de nouvelles fonctions innovantes, Oticon Opn est entré dans l'ère des objets high tech évolutif, ce qui lui confère un caractère unique et se révèle être un véritable gage de fiabilité, d'évolutivité, et surtout la garantie d'être toujours et le plus longtemps possible à la pointe des fonctionnalités disponibles… Aujourd'hui, une nouvelle version de Genie2 avec le firmware 5.0 est disponible ! Pas moins de 5 nouvelles fonctionnalités phares à découvrir... et à proposer aux utilisateurs équipés d'Opn pour valoriser le suivi audioprothétique.

Nouveauté N°1 : L'audiométrie in situ

L'audiométrie in situ est désormais disponible pour toutes les aides auditives Oticon Opn. L'audioprothésiste peut dorénavant vérifier la perte auditive de ses patients en utilisant n'importe quelle sélection acoustique. Les niveaux auditifs mesurés peuvent être utilisés par le logiciel d'adaptation pour mieux correspondre à l'aide auditive spécifique et à la perte auditive du client.

Nouveauté N°2 : Le mode d'adaptation pédiatrique

Le mode d'adaptation pédiatrique permet de visualiser les paramètres des aides auditives de l'enfant de manière centralisée. Avec le nouveau panneau pédiatrique, l'audioprothésiste dispose non seulement d'une vue d'ensemble des paramètres de l'aide auditive, mais il peut aussi les modifier instantanément.

Le mode d'adaptation pédiatrique est activé par défaut pour tous les clients âgés de moins de 18 ans, mais peut être évidemment modifié.

Nouveauté N°3 : La compatibilité Noahlink Wireless

L'audioprothésiste peut désormais adapter les aides auditives Oticon Opn à l'aide du dispositif de programmation Noahlink Wireless. Ce dispositif de programmation sans fil est le dispositif de référence pour les aides auditives compatibles BLE (Bluetooth Low Energy).

Nouveauté N°4 : L'affichage rapide des données

L'affichage rapide des données est la nouvelle fonction ajoutée au système NOAH 4.7, que l'audioprothésiste peut désormais utiliser avec Genie2. Il permet d'accéder rapidement et facilement aux détails de la séance d'adaptation sans avoir à démarrer le logiciel d'adaptation.

Nouveauté N°5 : Nouvelles possibilités des rapports imprimés

Oticon a amélioré les rapports imprimés afin de mieux répondre aux besoins quotidiens des audioprothésistes. Les rapports peuvent être envoyés à l'utilisateur par e-mail ou enregistrés au format pdf. Il est désormais possible de personnaliser la page de titre avec les détails du centre et il inclut plusieurs nouvelles possibilités (guide rapide acouphènes, guide rapide d'appairage des accessoires, manipulation et entretien, perte auditive et communication), qui permettent de sensibiliser l'utilisateur à ces thématiques bien spécifiques. Et pour clôturer ces nouvelles mises à jour, Oticon précise que bien évidemment cette version du logiciel, Genie2 2017.2, permet l'utilisation du ConnectClip, l'accessoire « Made for everything » !

A télécharger sans plus attendre via l'Updater ou sur MYOticon.fr

Pour plus d'informations,
rendez-vous sur : MyOticon.fr - Oticon.fr
Pour nous contacter : 01.41.88.01.50

PHONAK

Plus de 110 partenaires Lyric de Phonak se sont retrouvés hier pour une journée entièrement axée sur cette aide auditive exclusive

Bron, le 28 novembre 2017 - Comme chaque année, Phonak a réuni hier ses partenaires Lyric pour une journée de conférences et d'ateliers pratiques.

Le 27 novembre, Phonak a réuni 112 audioprothésistes Lyric pour une journée de conférences, de partage de connaissances et d'ateliers pratiques sur cette aide auditive unique et exclusive au Mariott Opéra Ambassador Paris 9ème.

Ce rendez-vous annuel qui connait un succès grandissant permet à la marque de regrouper ses partenaires, de les faire échanger, réfléchir et leur donner des éléments clés sur une aide auditive qui bouscule les codes et les habitudes de travail.

Vincent Lefèvre et Christian Canepa, respectivement DG de Sonova France et Responsable National des Ventes Phonak ont débuté cette journée en mettant en avant les résultats et la stratégie Lyric.

Le Dr Mayeul Lecoq, ORL et partenaire Lyric a ensuite présenté les études médicales en cours avant de laisser la parole à Julien Haeberle et Thibaut Gressier, tous deux audioprothésistes Lyric sur Grenoble. Thibaut Gressier et Julien Haeberle ont présenté leur travaux sur l'importance de la profondeur du Lyric dans la réussite de l'appareillage, intervention très appréciée tant par la qualité des travaux que par le compte rendu proposé.

La fin de la matinée a été animée par Aude Darrou, professeur de marketing à HEC et co-fondatrice de l'agence Tagea. Le métier de cette agence de conseil en innovation est de comprendre en profondeur les besoins des consommateurs pour aider les entreprises à développer des offres qui soient vraiment utiles et pertinentes pour les clients.

A la demande de Phonak, Tagea a étudié pendant plusieurs semaines le concept Lyric, l'offre proposée ainsi que les différents types de patients en sondant des audioprothésistes Lyric via des entretiens en face à face et/ou au téléphone. Aude Darrou a pu ainsi présenter une

1. Une étude Oticon réalisée auprès de 700 nouveaux utilisateurs d'Oticon Opn™ indique que 70% d'entre eux ont été « très satisfaits » - résultat remarquable mais peu surprenant, le lien entre qualité sonore et satisfaction des utilisateurs ayant régulièrement été établi.

approche différente de Lyric par rapport à d'autres marchés et mettre en avant ses caractéristiques, ses atouts, voir ce qu'il apporte aux audioprothésistes.

Afin de pouvoir aborder différents sujets de manière pratique et plus interactive, l'après-midi a été consacrée à des ateliers en petits groupes.

Plusieurs thèmes étaient proposés :

- Lyric, pour tous vos patients : workshop animé par l'agence Tagea pour identifier les bénéfices produits par rapport aux différents profils de patients Lyric
- un atelier technique pour approfondir ses connaissances produit avec Gilles Leblanc, audioprothésiste spécialiste Lyric et enfin
- le partage de connaissance avec des conseils pratiques sur différents cas d'adaptation présenté par Rémy Bourgon, audioprothésiste, chargé du support audio Lyric.

Vincent Lefèvre revient sur cette journée : « Le succès grandissant de cette journée nous prouve l'intérêt de nos partenaires Lyric pour ce produit totalement unique et exclusif.

Les conférences et les ateliers qui ont rythmé ce Lyric Day ont apporté des éléments concrets et des clefs de développement. Les échanges ont été nombreux, c'est l'essence même de cette journée que nous voulons interactive et bénéfique pour chaque partenaire Lyric. Je tiens à remercier tous nos clients pour leur participation active. Ce rdv annuel est important et les retours très positifs nous encouragent à poursuivre dans cette voie ».

SAIF

(Société des Audioprothésistes Indépendants de France) - Décembre 2017

Avec la SAiF, la voix des audioprothésistes indépendants se fait entendre.

Un an et demi seulement et un bilan d'actions déjà bien concret pour la Société des Audioprothésistes indépendants de France : côté Grand Public d'abord, le blog de la SAiF (www.saif-audition.fr) devient une référence pour les français qui cherchent une information fiable et concrète sur l'appareillage auditif. Le Blog permet aussi aux visiteurs de trouver un audioprothésiste indépendant près de chez eux (environ, 5 demandes chaque semaine). Côté Pouvoirs Publics, la SAiF a notamment engagé des travaux sur le niveau des prestations des audioprothésistes indépendants (prix/accueil/services), l'étude et l'évaluation des différentes gammes d'audioprothèses (à la demande de la Direction de la Sécurité Sociale (DSS)), et bien sûr le Reste à charge zéro, qui sera sans nul doute le sujet 2018 pour notre secteur.

A ce titre, la SAiF a participé à la première réunion de concertation organisée par la DSS, aux côtés du CNA, de la DGS, de la Haute autorité de santé, de l'Assurance maladie, du SYNEA, de l'UNSAF, du SNITEM, d'Audition mutualiste, de l'UNOCAM, du comité économique des produits de santé et de la DGCCRF.

Objectifs 2018 : continuer à promouvoir les compétences des audioprothésistes indépendants, avec, entre autres, une nouvelle campagne de communication (prévue au premier trimestre) et accélérer la stratégie réseaux sociaux ; intensifier la présence de la SAiF auprès des pouvoirs publics, afin de permettre aux audioprothésistes indépendants d'être acteurs d'un changement bénéfique pour notre profession.

A ce titre « nous invitons tous les audioprothésistes indépendants désireux de s'inscrire dans une démarche qualitative auprès de leurs patients et leurs prescripteurs à rejoindre la SAIF au plus vite ! », indique Thierry Guillard, Président de la SAiF, la Société des Audioprothésistes indépendants de France.

STARKEY

Starkey termine l'année avec sa communication « Mieux entendre. Mieux vivre. »

Starkey fait son métier avec passion depuis 50 ans en améliorant la vie de millions de personnes, grâce à des innovations et des découvertes primées, car nous sommes convaincus que mieux entendre, c'est mieux vivre.

Pour abonder dans ce sens, de nouveaux supports ont été conçus dont la brochure « 50 bénéfices d'une meilleure audition » qui présentent les 50 bonnes raisons pour traiter sa perte auditive.

Comme annoncé en début d'année, ce plan de communication continue avec l'évolution de supports issus de récentes études faites auprès de malentendants et de professionnels. Ils s'inscrivent dans le cadre de notre positionnement « Mieux entendre, mieux vivre », mettant en exergue le bénéfice des aides auditives sur la santé en général. Ceux-ci viennent renforcer les derniers supports du début de l'année et sont d'ores et déjà disponibles.

Nouveaux supports pédagogiques

- 2 nouvelles cartes en complément du premier lot (à relier avec chaînette) sur les thématiques « Les solutions de connectivité » et « Les solutions anti-acouphènes » ;
- Des brochures « 50 bénéfices d'une meilleure audition » ;
- 1 livre caroussel ;
- 1 poster.

Avec sa communication « Mieux entendre. Mieux vivre. », Starkey suit son objectif d'offrir à ses clients des outils ludiques. Ils les aideront à sensibiliser les patients sur l'importance de leur santé auditive et leur permettront de communiquer différemment sur les bénéfices de l'appareillage.

Comme chaque nouvelle année, on pense bonnes résolutions... Starkey espère que ces 50 bonnes raisons pour retrouver une meilleure auditive, aideront les patients à franchir le pas avec la bonne résolution de Mieux entendre. Mieux vivre.

Pour en savoir plus ou
pour passer commande,
visitez notre site starkeyfrancepro.com.

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

Recrute des
Audioprothèsistes H/F
pour ses Centres Audition Mutualiste

CAEN – Calvados (14)
LE HAVRE – Seine Maritime (76)
ROUEN – Seine-Maritime (76)
BERNAY – Eure (27)
LOUVIERS – Eure (27)

- Poste à temps complet ou à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Rémunération fixe + variable
- Prise de fonction dès que possible
- Avantages sociaux (mutuelle, CE, titres repas) + retraite supplémentaire

Organisme privé à but non lucratif, la MFN SSAM garantit la qualité au meilleur prix et propose des soins médicaux et paramédicaux pour tous. C'est aussi plus de 200 Services de Soins et d'Accompagnement Mutualistes sur l'ensemble du territoire normand pour répondre aux besoins de chacun à tous les moments de sa vie.

Une relation clients 5 étoiles

AUDITION CONSEIL
N°1 du palmarès "Prothèses auditives"
pour la deuxième année consécutive !

LEADER DU SERVICE 2017 Capital

PALMARÈS Capital MEILLEURE ENSEIGNE Qualité de service 2018

AUDITION CONSEIL
recrute audioprothésistes D.E.
Postes à pourvoir toutes régions
o.delatour@auditionconseil.fr
auditionconseil.fr

1er réseau d'indépendants en France

SoluSons
Bien Entendre, Mieux Vivre.

SoluSons recrute des audioprothésistes en CDI sur les secteurs de :

69 **Rhône** (Lyon et al.entours)
42 **Loire** (Roanne et al.entours)
63 **Auvergne** (Clermont Ferrand et al.entours)
03 **Allier** (Vichy + Montluçon et al.entours)
33 **Gironde** (Bordeaux, Libourne et al.entours)
17 **Charente** (Saintes, Royan et al.entours)
79 **Deux sèvres** (Niort et al.entours)

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

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

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

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

CET HOMME PEUT VOUS FAIRE CHANGER DE VIE

Joachim est comme vous un Audioprothésiste de talent; dans le cadre de notre croissance, il recrute des pros diplômés comme vous et ce qu'il a à vous proposer peut changer votre vie. Avec 600 Centres en France, Amplifon est le premier réseau d'Audioprothésistes de France avec 350 professionnels dévoués à la santé et au bien-être auditif de nos clients.

Vous êtes Audioprothésiste diplômé, avec ou sans expérience, regardez l'avenir en mettant toutes les chances de votre côté: formation, accompagnement, perspectives d'évolution...

Amplifon, c'est une autre idée de votre métier, une idée qui en fait le plus beau des métiers.

REJOIGNEZ-NOUS SUR
careers.amplifon.com/web/france

amplifon

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

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

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

AUDITION MUTUALISTE
VOTRE AUDITION. NOTRE PRIORITÉ.

HARMONIE SANTE ET SERVICES SUD-EST

recrute

un(e) AUDIOPROTHESISTE
dans l'Hérault - 34

Poste en CDI, à temps plein, possibilité de temps partiel.

Rémunération variable (fixe + pourcentage)

Merci d'adresser votre candidature
(lettre manuscrite, CV, photo) à
marc.viviers@harmonie-santeservices.fr ou
marie-laure.fusi@harmonie-santeservices.fr

Tél. : 04 67 28 87 09

doctocare

doctocare recherche un(e) audioprothésiste pour ses Centres **AUDITION MUTUALISTE** de **Melun** (77), **Sartrouville** (78) et **Issy-les-Moulineaux** (92)

Le groupe

doctocare représente le métier santé du groupe DocteGestio.
Fort de 5 métiers, plus de 250 établissements, 7000 collaborateurs et 300 millions d'euros de chiffre d'affaires, DocteGestio est un acteur majeur de l'économie solidaire et sociale. Le groupe a pour ambition de devenir le premier opérateur global sanitaire et médico-social en institution et à domicile en France. Nous visons un chiffre d'affaires d'un milliard d'euros en 2022 soit 25% de croissance par an pendant 5 ans, portés par une stratégie digitale commune.

Vos missions

- Organiser l'accueil, l'information et le conseil de la patientèle dans sa démarche d'acquisition de prothèses auditives et des accessoires
- Mettre en œuvre le plan d'actions commerciales défini par la Direction pour mettre en valeur l'espace commercial ; analyser les résultats commerciaux pour assurer un reporting efficient
- Entretenir des relations professionnelles et cordiales avec les prescripteurs, base essentielle au développement d'une politique de veille concurrentielle régulière
- Organiser et optimiser les activités courantes de gestion administrative, comptable et administrative pour fiabiliser le processus de gestion

Profil

Titulaire du diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, vous êtes autonome, faites preuve d'initiative et de rigueur.
- Maîtrise des actes professionnels, des règles de prise en charge et des évolutions techniques des appareils auditifs
- Gestion du matériel prothétique dans toutes ses dimensions
- Gestion administrative du centre
- Sens du relationnel et du service client
- Connaissance du logiciel Cosium et des outils de la Gsuite seraient un plus

Rémunération

- Rémunération fixe + variable, appréciée selon expérience
- Avantages groupe (hôtellerie, optique...)
- Convention Collective de l'Optique Lunetterie

Merci d'adresser CV + lettre de candidature José LEAL :
- par courrier : DG Optique 1 bis avenue du Château 94300 VINCENNES
- par mail : jose.leal@doctocare.com

signia
Life sounds brilliant.

Signia **Nx**,
3 INNOVATIONS MAJEURES

AUDIOLOGIE

Signia Nx avec **OVP™***, la seule technologie numérique avec reconnaissance vocale différenciée, pour une perception naturelle de sa propre voix.

CONNECTIVITÉ

Les performances audiologiques du **e2e Ultra HD** associées à la technologie **Bluetooth®** pour un confort d'écoute et une connectivité en stéréo inégalés.

TELECARE

Outil de gestion innovant pour un **suivi personnalisé**, précis et efficace, et une satisfaction croissante de vos patients.

ULTRA HD e2e | OWN VOICE PROCESSING OVP | signia | Bluetooth

*OVP (Own Voice Processing)

Décembre 2017. 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

Innovation Signia

Solutions Auditives

SIEMENS

DE QUOI S'AGIT-IL ?

Immersif.
Discret.
Puissant.
Connecté.
Rapide.

Et bien plus encore...

Rendez-vous sur in starkey france

Starkey

starkeyfrancepro.com | starkey.fr | @starkeyfrance | facebook.com/starkeyfrance