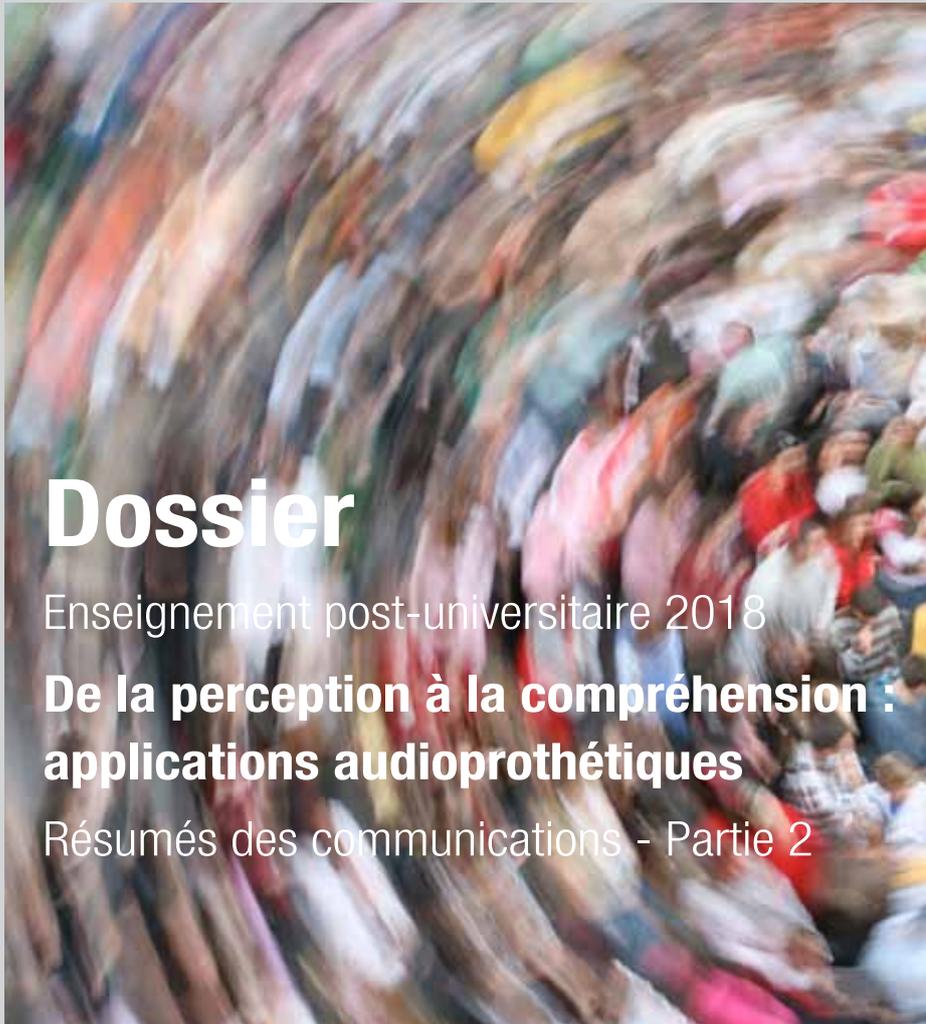


Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 32 - Mars/Avril 2019 - Numéro 2



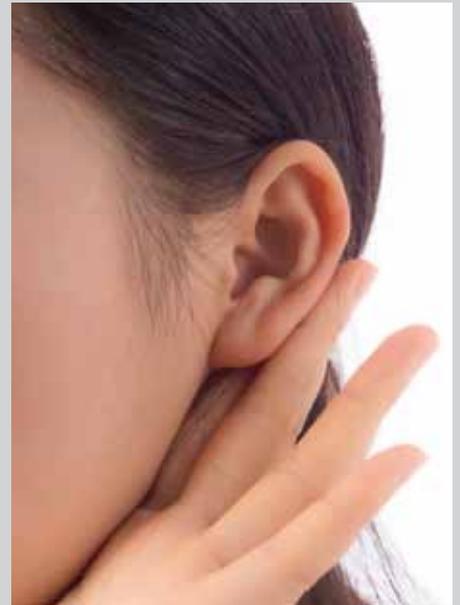
Dossier

Enseignement post-universitaire 2018

De la perception à la compréhension : applications audioprothétiques

Résumés des communications - Partie 2

ISSN 09803483



Veille acouphènes

**Acouphène : A la recherche du bruit
thérapeutique optimal**

**Etude comparative de l'efficacité de deux
thérapies sonores employant le bruit
blanc et le bruit encoché**

Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ



Veille Technique

Les innovations des industriels



Actualités

Enseignement - Communiqués



Législation

Décrets, arrêtés, circulaires



Système VIBRANT SOUNDBRIDGE

Plus de 20 ans d'expertise dans l'implant d'oreille moyenne

- Compatibilité IRM 1,5 Tesla
- Conception et manipulation chirurgicale améliorées
- Multiples options de couplage (4 coupleurs de Vibroplasty)
- Audio processeur SAMBA, le design rencontre la technologie de pointe



Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA en cours d'inscription à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 04/2017. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01.



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président

François Le HER



6 Dossier :

6 Perception catégorielle de la parole et surdité

Charlotte BALET

10 Effort d'écoute et pupillométrie en audioprothèse

Annie MOULIN, Mathieu FERSCHNEIDER

15 Audiométrie vocale chronométrée : le temps de réaction pour répéter un mot, indicateur de l'effort attentionnel fourni

Arnaud COEZ, Roxane FILIPPI, Yoan NAHMANI, Hervé BISCHOFF, Sophie LEGOFF, Myriam EZINE-FELLER, Amandine BERTAUX, Sophie DERAISON, Eric BIZAGUET

18 La fatigabilité auditive... ou quand le bruit révèle un trouble auditif !

Fabrice GIRAUDET

20 Facteurs pronostiques centraux de l'appareillage auditif

Diane LAZARD



23 Veille acouphènes

**Acouphène : A la recherche du bruit thérapeutique optimal
Etude comparative de l'efficacité de deux thérapies sonores
employant le bruit blanc et le bruit encoché**

Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ



37 Veille technique

Les innovations des industriels

RESOUND, PHONAK, SIGNIA, STARKEY, WIDEX



48 Législation

Décrets, arrêtés, circulaires

Avis et communications

UNSAF



53 Actualités

Enseignement - Communiqués



63 Offre d'emplois

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse

Président François LE HER

LCA - 20 rue Thérèse

75001 Paris

Tél. 01 42 96 87 77

francoisleher@orange.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ

LCA - 20 rue Thérèse

75001 Paris

Tél. 01 42 96 87 77

acoetz@noos.fr

Rédacteur en chef

Paul AVAN

Faculté de Médecine

Laboratoire de Biophysique

28, Place Henri DUNANT - BP 38

63001 Clermont Ferrand Cedex

Tél. 04 73 17 81 35

paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation

MBQ

Stéphanie BERTET

48 avenue Philippe Auguste

75011 Paris

Tél. 01 43 67 74 48

stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités & annonces

editions-cna@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Mars/Avril 2019

Vol. 32 N°2

Imprimé par Simon Graphic

Le Collège National d'Audioprothèse

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



François LE HER



Xavier RENARD



Eric BIZAGUET



Stéphane LAURENT



Matthieu DEL RIO



Christian RENARD



Eric HANS



Thomas ROY



Frank LEFEVRE



Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Charlotte BALET



Hervé BISCHOFF



Jean-Jacques BLANCHET



David COLIN



François DEJEAN



Jean-Baptiste DELANDE



Xavier DELERCE



STÉPHANE GALLEG0



Stéphane GARNIER



Alexandre GAULT



Grégory GERBAUD



Céline GUEMAS



Jehan GUTLEBEN



Bernard HUGON



Jérôme JILLIOT



Yves LASRY



Yoan NAHMANI



Morgan POTIER



Frédéric REMBAUD



Mathieu ROBIER



Benoit ROY



Jean-François VESSON



Alain VINET



Paul-Edouard WATERLOT

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Patrick ARTHAUD



Jean-Claude AUDRY



Geneviève BIZAGUET



Daniel CHEVILLARD



Christine DAGAIN



Ronald DE BOCK



Xavier DEBRUILLE



François DEG0VE



Jean-Pierre DUPRET



Charles ELCABACHE



Robert FAGGIANO



Francis FONTANEZ



Maryvonne NICOT-MASSIAS



Claude SANGUY



Philippe THIBAUT

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto CARLE



Léon D0DELE



Bruno LUCARELLI



Philippe LURQUIN



Leonardo MAGNELLI



Philippe ESTOPPEY



Carlos MARTINEZ OSORIO



Thierry RENGLLET



Juan Martinez SAN JOSE



Christoph SCHWOB



Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

L'EPU 2018 a été riche de présentations s'intéressant aux approches exploratoires innovantes, à la hauteur des défis qu'ouvre la future donne de l'audioprothèse marquée en France par le 100% Santé. La probable stimulation de la demande incite les professionnels à se préparer à offrir de plus en plus, d'autant plus que la technique le permet et que la diversité des types de surdité et des résultats d'appareillage créent une émulation : les premiers à maîtriser ces aspects seront les plus actifs dans un futur proche.

Un numéro n'avait pas suffi à détailler l'imagination des intervenants EPU, et le présent numéro vient compléter le tableau en abordant des thèmes parmi les plus ambitieux. Tout d'abord, Charlotte Balet se penche sur la catégorisation, une étape essentielle pour l'identification ultrarapide de pièces importantes au sein d'un flux d'informations rapide. Déjà abordé il y a plus d'un demi-siècle par Alvin Liberman, le père d'un de nos collègues renommés en neurophysiologie auditive, ce problème connaît un regain d'intérêt. Autre sujet qui prend de l'importance, celui de l'effort d'écoute, un paramètre caché derrière les performances trompeusement optimistes et à ne pas sous-estimer, Annie Moulin et Mathieu Fernschneider nous montrent comment. Avec une autre méthode basée sur le temps de réaction en audiométrie vocale, Arnaud Coez et son équipe évaluent l'effort d'attention. Fabrice Giraudet nous rappelle que l'effort pour fonctionner est parfois excessif dès la périphérie, que le nerf cochléaire peut avoir une capacité de travail très limitée et que la physiologie ne nous dit pourquoi que si on le lui demande. Enfin Diane Lazard, experte en imagerie fonctionnelle, aborde la fascinante notion de pronostic : un choix éclairé par la perspective de réhabilitation serait en effet un guide précieux dans la complexité des solutions techniques disponibles.

Un début d'année qui préfigure les évolutions scientifiques et techniques à venir d'ici très peu de temps.

Inscrivez vous gratuitement à l'**Université Virtuelle** du **Collège National d'Audioprothèse**

1

Et marquez votre soutien aux
valeurs défendues par le CNA

2

Bénéficiez d'un **abonnement sans
frais aux cahiers de l'audition**

3

Acceptez dans le cadre RGPD
la **Newsletter du CNA**

4

Visualisez les **Replays des EPU**
Et bien d'autres choses encore...

Formulaire d'adhésion disponible à la demande
secretariat-cna@ant-congres.com



Le mot du Président du Collège

François LE HER



**François
LE HER**
Audioprothésiste D.E.
Président du
Collège National
d'Audioprothèse

VOUS AVEZ DIT « PRÉ CHOIX » ? VOUS VOULIEZ PARLER DE « SOUHAITS » ?

L'Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives est bien l'évènement marquant de ce début d'année 2019.

Cette mesure du « 100 % Santé » est une bonne nouvelle qui va permettre à un plus grand nombre de malentendants de pouvoir accéder à un appareillage auditif, performant, de qualité, incluant les honoraires d'adaptation et de suivi de cet équipement.

Le Collège National d'Audioprothèse est heureux d'avoir contribué techniquement à la mise en œuvre de cette mesure en secondant l'UNSAF et ses partenaires.

Depuis 2012, notre syndicat professionnel UNSAF mène un travail de longue haleine pour faire connaître auprès du grand public notre métier, trop souvent rattaché à cette vieille image du Sonotone de l'après-guerre.

C'est en présentant, à travers de nombreuses contributions scientifiques et économiques, la réalité de ce nouveau métier paramédical, créé en 1967 par le Diplôme d'État d'Audioprothésiste, que notre syndicat a réussi sa mission.

L'Arrêté du 14 novembre 2018 actualise l'appareillage stéréophonique comme la solution prothétique normale de correction pour une perte auditive bilatérale "dans le cas d'une surdité bilatérale, la prise en charge est stéréophonique."

Le législateur demande au médecin prescripteur de préciser « si l'appareillage envisagé doit être uni ou bilatéral au regard des résultats audiométriques... » et va même plus loin en souhaitant que celui-ci justifie médicalement les causes de la contre-indication de l'appareillage stéréophonique : «... dans le cas d'un appareillage unilatéral, le médecin prescripteur précise le cas échéant les contre-indications à l'appareillage pour l'oreille qui ne serait pas appareillable. »

Le choix de l'appareillage reste donné à l'audioprothésiste conformément à l'article L4361-1 du code de la santé, même lorsque de graves troubles de l'intelligibilité sont mesurés dans le bilan otologique préalable : « La prise en charge est également assurée dans les cas spécifiques et exceptionnels de neuropathie auditive et de troubles centraux de l'audition ».

Le législateur reste néanmoins moins précis sur cette liberté de choix laissée à l'audioprothésiste en particulier sur la possibilité de refus ou de report de l'appareillage.

Ce professionnel de santé est pourtant tenu à une obligation de moyens en engageant sa responsabilité sur le choix prothétique effectué.

Pour nous le contrat de soins d'appareillage doit être synallagmatique en nécessitant un consentement des deux parties.

Même si dans les faits, il est le plus souvent tacite il doit être bilatéral et conjoint.

- à l'issue du bilan prothétique préalable l'audioprothésiste indique à son patient si une solution d'appareillage lui paraît pouvoir apporter une solution à sa gêne sociale.
- En fonction de l'anamnèse et des besoins et souhaits exprimés par le patient l'audioprothésiste présente les solutions qui lui paraissent susceptibles d'apporter une solution efficace aux problèmes d'audition du patient.
- Le patient choisi ou refuse d'essayer cette solution.

Le législateur précise que « L'audioprothésiste propose systématiquement au moins une aide auditive de classe I pour chaque oreille devant faire l'objet d'un appareillage... », sans pour autant préciser que celui-ci puisse aussi choisir de ne pas s'engager dans un processus d'appareillage dont il ne pourra garantir l'efficacité pérenne.

Le malentendant n'est pas considéré comme un patient mais comme un consommateur de biens, client à même d'exiger la fourniture de produit et services sans que pour autant le consentement du soignant ne soit considéré : « Une explication claire doit être fournie au patient lui permettant de faire un choix libre et éclairé de son aide auditive... L'aide auditive pré choisie par le patient avec l'aide de l'audioprothésiste doit faire l'objet d'un essai systématique... »

Le droit au consentement éclairé du patient ne doit pas entraver la liberté de soins de l'audioprothésiste qui doit toujours pouvoir choisir librement en conscience la bonne solution d'appareillage. Il doit pouvoir refuser ou sursoir à cet appareillage s'il juge que son patient n'est pas prêt à recevoir cette thérapeutique avec bénéfice ou décider de laisser son patient se préparer psychologiquement à une solution qui ne correspond pas à ses attentes.

Si le patient a le droit d'être parfaitement informé sur les différentes solutions prothétiques afin de décider librement de poursuivre la démarche d'appareillage, il n'est pas concevable que celui-ci puisse exiger d'essayer une solution pré choisie par lui sans consentement préalable de l'audioprothésiste.

Le patient doit exprimer des souhaits que le professionnel de santé essaiera de concrétiser au mieux en mettant en place toutes ses connaissances et tous les moyens nécessaires pour les réaliser.

Le principe même du contrat synallagmatique d'appareillage ne peut être compatible avec un pré choix unilatéral du patient. C'est pour nous la base même de notre éthique professionnelle.



> Dossier

Communications présentées lors de l'EPU 2018

Perception catégorielle de la parole et surdité

Charlotte BALET Audioprothésiste DE - Membre Actif du Collège National d'Audioprothèse

1

Perception catégorielle ?

Les variabilités inter et intra-individuelles des indices acoustiques sont nombreuses ; on peut ainsi s'interroger sur la manière dont on perçoit un nombre discret de phonèmes dans une réalité acoustique continue.

On parle de **perception catégorielle (PC)** lorsque les différences acoustiques entre les sons de la parole ne peuvent être perçues sauf si les sons appartiennent à des classes ou catégories phonétiques différentes. Nous avons l'habitude de classer les objets autour de nous mais cela ne signifie pas pour autant que nous sommes incapables d'en percevoir les différences. Prenons l'exemple de la couleur rose : nous appelons 'rose' le rose pâle comme le rose fuschia. Nous étiquetons la réalité mais nous restons capables de distinguer les nuances. En perception catégorielle, l'aptitude à faire la distinction au sein d'une catégorie phonémique est perdue tandis qu'il y a une bonne discrimination entre 2 catégories. La perception catégorielle élimine la variabilité acoustique non pertinente

Ce phénomène a été mis en évidence pour la première fois par Liberman et son équipe dans les années 50. La mise en évidence du phénomène de perception catégorielle des sons de parole a fait l'objet de nombreux travaux expérimentaux menés dans des laboratoires de phonétique, de psycholinguistique et de psychologie cognitive. Un ensemble d'auteurs a regroupé les connaissances au sujet de la PC afin d'en faire la synthèse (Harnard, 1987). D'après la conclusion de cet ouvrage, la PC possède une part d'inné, une part d'acquis, elle n'est pas spécifique au langage - car elle est aussi observable avec des stimuli non linguistiques - , ni à l'audition (Borstein, 1987). Elle correspondrait plutôt à « une propriété générale des mécanismes perceptifs » (Calliope, 1989).

a. Protocole d'un test de perception catégorielle

Afin d'évaluer la perception catégorielle, un continuum doit au préalable être élaboré.

Le continuum « est constitué,

- à ses extrémités, de deux syllabes qui diffèrent par un indice acoustique donné et
- de plusieurs items intermédiaires qui permettent de relier les extrémités par variations progressives et continues de l'indice distinctif » (Laguitton, 1997)

Le protocole de ce test se déroule en 2 parties :

- Une première partie d'identification permet de mettre en évidence une capacité de classification des sons de parole en catégories.
- Une seconde de discrimination permet de définir les différences justes perceptibles par comparaison des différents stimuli du continuum présentés deux à deux.

b. Exemple d'un test de PC du lieu d'articulation au travers de l'étude des consonnes orales plosives voisées (B/D/G) (Balet, 2007)

Pour Delattre, la transition du deuxième formant (F2) est sans doute le plus puissant indice de distinction entre les différents lieux d'articulation. Dans la continuité du test original de Liberman en 1957, ce test a été mis en œuvre par Anders Erickson.

Dans cette étude, le continuum (figure 1) est constitué de 20 syllabes synthétisées différentes numérotées de 1 à 20. Chacune d'elle est constituée dans les 68 premières ms des transitions des 4 premiers formants ce qui correspond à la production de la consonne ; dans les 144 ms suivantes de 4 sons de fréquences stables, qui constituent les formants de la voyelle /a/. Parmi ces stimuli, tous les paramètres acoustiques sont fixes à l'exception des transitions du deuxième formant T2 dont le point de départ en fréquence varie graduellement par pas de 100 Hz de 500 à 2500 Hz afin de créer un continuum.

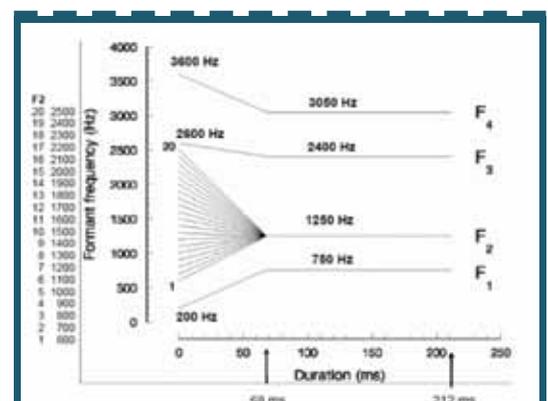


Figure 1 : Sonagramme stylisé des stimuli du test de PC (Eriksson, 2006)

Les résultats obtenus pour un groupe de 7 normo-entendants otologiquement sains, d'âge compris entre 18 et 24 ans apparaissent en figure 2.

Dossier <

Communications présentées lors de l'EPU 2018



Ce test permet d'obtenir deux graphiques : 1 d'identification, 1 de discrimination, rassemblé ici sur un même graphique (figure 2).

Il y a PC si 3 conditions sont réunies :

- 1 étiquetage du continuum acoustique en 3 parties homogènes (séparées par des zones frontières),
- il y a deux pics de discrimination,
- les pics de discrimination coïncident avec la zone frontière, établie en phase identification.

Les résultats sont d'abord analysés individuellement et rassemblés dans un même graphique. Ces résultats corroborent ceux obtenus par Liberman en 1957, sur 7 sujets également.

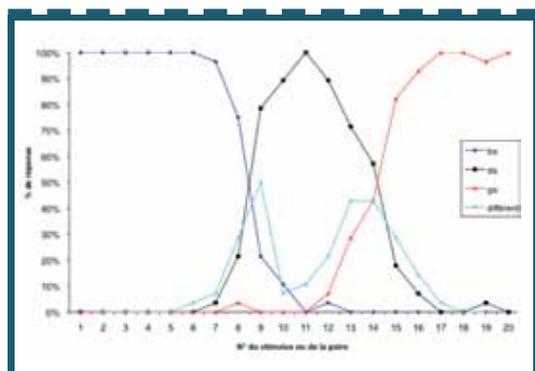


Figure 2 : Pourcentage de réponses en fonction du numéro du stimulus pour le groupe normo-entendant

c. Autre exemple d'un test de PC pour l'étude du voisement (Médina, 2004)

Une consonne plosive est réalisée par 2 temps articulatoires : un temps d'occlusion puis la détente de l'occlusion qui correspond à l'explosion de la consonne. Le voisement correspond aux vibrations périodiques du larynx. Le VOT (Voice Onset Time) ou en français, délai d'établissement du voisement, est un très bon indice temporel pour discriminer au plan acoustique les consonnes voisées des non voisées. Le VOT fait référence à l'intervalle de temps entre : le début de l'explosion liée à la consonne et le début de vibrations des cordes vocales. Pour les consonnes non voisées (/pa/ par exemple), la vibration périodique des cordes vocales, commence après l'explosion : le VOT est alors positif. Pour les consonnes voisées (/ba/ par exemple), le voisement intervient avant la détente de l'occlusion : le VOT est négatif.

Le continuum de voisement est composé ici de 8 syllabes synthétisées, des stimuli allant de /de/ à /te/ par modification du VOT, de -70 ms. à +70 ms, par pas de 20 ms. Deux types de tâches de perception sont de nouveau conduits : 1 tâche d'identification, 1 tâche de discrimination. Il y a là encore changement brutal de catégorisation du stimulus au niveau de la frontière catégorielle pour un groupe de normo-entendant.

2

Déficiences auditives et perception catégorielle ?

Dans quelle mesure la perte auditive impacte-t-elle la perception catégorielle des sons de parole ?

Les protocoles de test précédemment décrits peuvent être utilisés pour étudier ce processus chez le patient malentendant avec ou sans appareillage auditif. Cette question reste néanmoins peu documentée et a été plus étudiée chez les patients porteurs d'implant cochléaire (IC).

a. Perception du lieu d'articulation des consonnes orales plosives voisées (Balet, 2007) :

La population test est composée de 37 sujets malentendants âgés de 56 à 86 ans (âge moyen : 76 ans). Il s'agit de personnes avec une surdité moyenne bilatérale symétrique, mixte ou de perception avec une perte tonale comprise entre 40 et 70 dB HL sur les fréquences 500 à 2500 Hz. Parmi eux, 12 personnes n'ont jamais porté d'aide auditive et 25 sujets portent des appareils de correction auditive (ACA) quotidiennement et bilatéralement depuis plus d'1 an. Le test utilisé est le test d'Erikson décrit précédemment, émis à intensité confortable en champ libre en présentation binaurale.

Les résultats obtenus révèlent que :

- 16 % du groupe Non Appareillé présentent une PC de l'indice acoustique étudié,
- 0 % du groupe Appareillé testé sans appareils ont une PC,
- 84 % du groupe Appareillé testé avec les ACA ont une fonction d'identification correcte,
- 44 % du groupe Appareillé testé avec les ACA ont une PC.

L'hypothèse initiale de l'étude à savoir l'absence de PC chez les malentendants sans ACA est confirmée mais il semble que la surdité n'explique pas à elle seule ce résultat. On relèvera aussi que l'appareillage n'induit pas de différences dans le comportement perceptif des sujets testés oreilles nues par rapport à ceux n'ayant jamais porté d'appareil.

b. Compression fréquentielle et PC (Colin, 2012)

David Colin s'est interrogé en 2012 afin de savoir si le port d'aides auditives à compression fréquentielle modifiait la perception catégorielle des consonnes fricatives /f/ et /s/ oreilles nues ?

Pour les fricatives non voisées, le spectre du bruit de friction joue un rôle primordial dans la PC du lieu d'articulation. Le continuum a alors été élaboré en utilisant le logatome /a f a/ en voix naturelle (peu fréquent dans les tests de perception catégorielle) par modification de la hauteur du bruit de friction. Le continuum du test contient 13 items, en présentation monaurale au casque, oreilles nues.

La population testée compte ici 61 sujets répartis en 3 groupes : un groupe témoin de 13 normo-entendants ; un groupe appareillé avec système conventionnel (21 patients, perte auditive moyenne = 41.7 dB HL) ; un groupe appareillé avec compression fréquentielle (27 patients, perte auditive moyenne = 39 dB HL)

D'après les résultats de cette étude, la frontière de perception a été décalée vers les graves chez les patients malentendants vs les normo-entendants (figure 3) ; cela est d'autant plus vrai chez les patients malentendants avec compression fréquentielle.

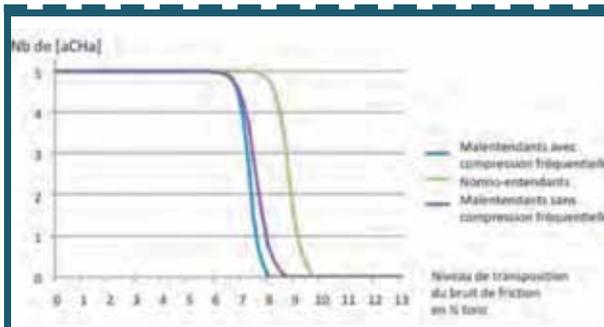


Figure 3 : régressions sigmoïdales des groupes de normo-entendants, de sujets avec compression fréquentielle (CF, en bleu) et de sujets sans compression fréquentielle (NCF, en rouge) (Colin, 2013)

Les patients ont semble t'il adapté leur perception catégorielle des fricatives afin d'exploiter au mieux les informations qui leur sont audibles compte-tenu de leur perte auditive et de leur réhabilitation auditive.

c. Quel(s) rôle(s) l'implant cochléaire (IC) joue-t'il dans ce mécanisme perceptif ?

i. Etude de Caldwell et Nittrouer (2013)

L'objectif plus global de cette étude était d'étudier les mécanismes en jeu dans la compréhension de la parole dans le bruit chez l'enfant implanté cochléaire.

Parmi les 54 enfants testés d'âges compris entre 6 et 8 ans, le groupe témoin était constitué de 19 enfants normo-entendants, 27 enfants composaient le groupe IC et 8 enfants le groupe malentendants appareillés avec une surdité moyenne. Un continuum DA-TA a été utilisé et figure ici la courbe d'identification (figure 4).

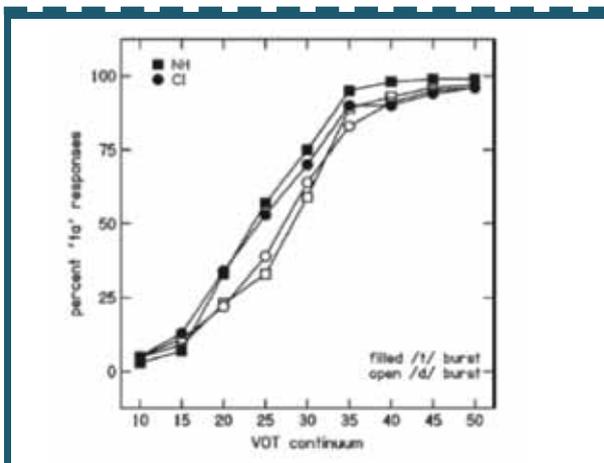


Figure 4 : Pourcentage de réponses au test d'identification de syllabes synthétiques dans un continuum faisant varier le VOT de 0 à 50 ms (Caldwell, 2013)

Cette courbe pour les enfants avec IC est similaire à celle des enfants normo-entendants tant en ce qui concerne la valeur de la frontière phonémique que la pente de la courbe. Les résultats de cette étude révèlent que les enfants avec IC présentent des capacités de perception catégorielle de l'indice temporelle qu'est le VOT tout comme les enfants normo-entendants. En revanche, il n'est pas fait mention, dans cette publication, d'éléments concernant les résultats obtenus en tâche de discrimination ni concernant le groupe d'enfants avec appareils auditifs.

ii. Etude de Médina (2008) :

L'objectif de cette étude était de voir si la privation de stimulation auditive, partielle ou totale, chez l'enfant sourd avant implantation cochléaire affecte la Perception Catégorielle de phonèmes ; plus spécifiquement, de savoir si la privation auditive entraîne un déficit permanent ou bien seulement un retard de développement.

Le groupe contrôle était constitué de 55 enfants normo-entendants. Le groupe Test de 22 enfants sourds d'âge compris entre 6 et 11 ans, implantés à un âge compris entre 2 et 4 ans (âge moyen à l'implantation : 2 ans 10 mois).

La Perception Catégorielle a été examinée en fonction de l'âge audio-perceptif de l'enfant. Pour les enfants du groupe Contrôle, il s'agit de leur âge réel. Pour les enfants implantés, l'âge audio-perceptif correspond à la durée d'expérience auditive avec l'implant cochléaire. Pour l'étude de la perception du voisement, un continuum faisant varier la valeur du VOT a été utilisé. Les résultats de perception du voisement montrent que les enfants implantés développent une Perception Catégorielle de ce trait de manière semblable à des enfants entendants équivalents au même âge audio-perceptif avec l'implant. Ces résultats sont encourageants car ils montrent un retard et non un déficit permanent dans l'organisation phonologique de cet indice. Les résultats de perception du lieu d'articulation, par contre, montrent que, contrairement aux enfants du groupe contrôle, les enfants avec IC ne développent pas de perception catégorielle de ce trait, supporté par des changements de fréquences.

3

Discussion

La perception catégorielle est une propriété fondamentale qui permet à l'auditeur de reconnaître et comprendre un énoncé malgré ces formes physiques dissemblables. C'est une propriété qui a été beaucoup étudiée chez les normo-entendants, chez les personnes dyslexiques... Mais très peu étudiée sur des cohortes de patients malentendants.

On obtient des résultats hétérogènes chez les patients appareillés et implantés cochléaires. Il y a un rôle certain de l'appareillage auditif ou de l'implant cochléaire mais comment expliquer que le rétablissement de la PC ne soit pas systématique ou pour tous les indices acoustiques étudiés ?

De manière non exhaustive, on peut s'interroger sur ces quelques éléments de réflexion :

- D'une part, la nature même du test utilisé, nécessite dans la majorité des études des stimuli synthétisés donc par définition en voix non naturelle. Le test donne un choix de réponses fermées et demande aux personnes testées une concentration importante.
- On peut également s'interroger sur le traitement du signal qu'effectuent les aides auditives ou l'implant cochléaire sur ces stimuli. Un point qui mériterait d'être approfondi.
- Les réponses au test de PC catégorielle font probablement appel aux caractéristiques psychoacoustiques propres au patient testé



- Les capacités cognitives de la personne testée pourraient également être évaluées dans le cas des cohortes de patients malentendants appareillés ou implantés.

Perception catégorielle des sons de parole : Vaste sujet, complexité importante de ce phénomène, des études plus nombreuses chez le patient malentendant appareillé ou implanté pourrait nous aider dans la compréhension de ce mécanisme et dans les moyens à notre disposition pour améliorer ainsi l'intelligibilité de nos patients.

4

Bibliographie

Balet, C., Campagnolle, F. (dir.) (2007). Perception catégorielle des sons de parole chez des personnes malentendantes et appareillage auditif. L'exemple des consonnes plosives orales voisées. 82 p. Mémoire, diplôme d'état d'Audioprothésiste. Montpellier : Université Montpellier 1 – UFR Sciences Pharmaceutiques et Biologiques, 2007.

Bornstein, M. H. (1987). Perceptual categories in vision and audition. In S. Harnads (Ed.), *Categorical perception – The groundwork of cognition* (pp. 287-300). Cambridge : Cambridge Press University.

Calliope (1989) La parole et son traitement automatique. Paris : Masson.

Caldwell A., Nittroer, S. (2013). Speech Perception in Noise by Children With Cochlear Implants. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. Vol. 56, 13–30.

Colin, D., Gallego, S. (dir.) (2012). Influence de la compression fréquentielle sur les confusions phonétiques. Cas particulier des

fricatives non voisées : /j/ et/s/. 71 p. Mémoire, diplôme d'état d'Audioprothésiste. Lyon : Université Claude Bernard Lyon 1.

Delattre, P.C. (1958). Les indices acoustiques de la parole, Premier Rapport. *Phonetica*, 2, 108-118 et 226-251.

Harnads, S. (1987). Category induction and representation. In *Categorical perception – The groundwork of cognition* (pp. 535-565). Stavan Harnads, Ed., Cambridge : Cambridge Press University.

Laguitton, V., De Graaf, J.B., Cazals, Y., Marquis, P., Chauvel & P., Liégeois-Chauvel, C. (1997). Traitement d'un indice acoustique de la parole naturelle : le délai de voisement. In J.Lambert & J.-L. Nespoulous, *Perception auditive et compréhension du langage : état initial, état stable et pathologie* (pp. 99-113). Marseille : Solal.

Liberman, A.M., Harris, K.S, Hoffman, H.S. & Griffith, B.C. (1957). The discrimination of speech sounds within and across phoneme boundaries. *Journal of Experimental Psychology*, 54, 358-368.

Liberman, A.M., Cooper, E.S., Shankweiler, D.P. & Studdert-Kennedy, M. (1967). Perception of the speech code. *Psychological Review*, 74, 431-461.

Medina, V., Lundo, N., Busquet, D., Petroff, N. et Serniclaes, W. (2004). Perception catégorielle des sons de parole chez des enfants avec implant cochléaire. [Version électronique] Actes des XV^e journées d'étude sur la parole. Récupéré le 10 janvier 2006 de <http://www.lpl.univ-aix.fr/jep-taln04/proceed/actes/jep2004/Medina.pdf>.

Medina, V., et Serniclaes, W. (2009). Le Développement de la Perception Catégorielle chez les enfants sourds avec implant cochléaire. *Connaissances Surdités*, 27, p.7-9.

RÉSEAU
Audilab

UN RÉSEAU DE +
200 CENTRES



Partageons ensemble
des valeurs de qualité et d'innovation
tout en mutualisant nos expériences

Ensemble, pour une belle écoute



Effort d'écoute et pupillométrie en audioprothèse

Annie MOULIN¹, Mathieu FERSCHNEIDER^{1,2}

1. Lyon Neuroscience Research Center, Brain Dynamics and Cognition Team (DYCOG), Perception, Attention and Memory group (PAM), Inserm U1028, CNRS UMR 5292, University of Lyon, F-69000 Lyon, France

2. Audition Conseil, Lyon, France.

Le bénéfice d'un appareillage auditif réside autant, voire plus, dans le ressenti du patient, que dans nos scores de perception de la parole ou d'audiométrie. En effet, la communication verbale est un élément clé des interactions sociales au quotidien, et est basée, en majeure partie sur la perception auditive et plus spécifiquement, sur la perception de la parole. Les scores de perception de la parole, en particulier dans des conditions mimant les situations de la vie quotidienne, (par exemple, dans un environnement bruyant), sont donc tout à fait pertinents afin d'évaluer le bénéfice d'un appareillage auditif, mais ne sont pas suffisants.

En effet, tout déficit de la perception de la parole n'est pas forcément visible car pouvant être compensé, au moins partiellement, grâce aux mécanismes cognitifs (Stenfelt & Rönnerberg, 2009). Cette compensation se fait souvent au prix d'un effort d'écoute intense, nécessitant une attention soutenue, pouvant entraîner une fatigue importante et le plus souvent sous-estimée. Or, cet effort cognitif d'écoute est rarement évalué en clinique courante et un même score de 100% de perception de la parole peut impliquer un effort d'écoute très intense, ou au contraire, relativement faible. L'effort d'écoute a été défini par McGarrigle comme étant « l'effort mental requis pour comprendre un message auditif ». (McGarrigle et al. 2014). Cet effort d'écoute peut être mesuré pour des tâches de perception auditive spécifiques, avec différentes techniques, qui vont des plus simples à implémenter, comme une échelle visuo-analogique, aux plus complexes, comme l'imagerie cérébrale.

Les méthodes subjectives comprennent l'autoévaluation par le patient de son effort d'écoute sur une échelle visuo-analogique présentée après chaque tâche de perception auditive et les méthodes de double tâche (Gagné et al. 2017) (ou de tâche additionnelle)¹. Les méthodes objectives d'évaluation de l'effort d'écoute comprennent la pupillométrie, la conductance électrodermique, l'électroencéphalographie, l'imagerie par spectroscopie fonctionnelle en proche infrarouge (fNIRS ou functional near infrared spectroscopy).

1 Qu'est-ce que la pupillométrie ?

La pupillométrie (Cabestrero et al. 2009; Eckstein et al. 2016) consiste à mesurer le diamètre de la pupille, avec une caméra, à une fréquence d'échantillonnage allant de 40 Hz à plus de 1000 Hz. En effet, la mesure du diamètre pupillaire est rapide, facile, non-invasive, ne nécessitant aucun contact physique avec le patient et est obtenue à l'aide d'équipements portables (Chen et al. 2013).

1. Cette technique consiste à saturer les capacités du sujet, en ajoutant une tâche supplémentaire facilement mesurable, à la tâche principale qui est souvent une tâche de perception auditive dans du bruit. La détérioration des scores de la tâche supplémentaire (ou de ses temps de réaction) reflète l'augmentation de la charge cognitive liée à la tâche principale.

Cette méthode est connue depuis longtemps dans le cadre de l'évaluation de l'effort cognitif lié à des tâches cognitives complexes, comme des tâches de calcul arithmétique, ou d'attention, avec une dilatation pupillaire d'autant plus grande que la charge cognitive est élevée (Kahneman & Beatty 1966). Dans le domaine auditif, cette méthode a été appliquée récemment (Koelewijn et al. 2014b; Koelewijn et al. 2014a; Winn et al. 2015; Zekveld et al. 2014) avec succès dans le cadre de la compréhension auditive de phrases chez le patient malentendant, avec une augmentation du diamètre pupillaire lorsque la difficulté de la tâche d'écoute augmente.

2 Quelques bases neurophysiologiques

Le diamètre pupillaire est sous la dépendance d'un muscle dilateur et d'un muscle constricteur (système parasympathique). Tout effort cognitif entraîne l'activation du système noradrénergique du Locus Coeruleus (Aston-Jones et al. 1999), ce qui entraîne l'inhibition du sphincter de l'iris. Ainsi, la dilatation de la pupille est déclenchée par l'activation noradrénergique (Murphy et al. 2011) résultant non seulement de l'effort cognitif, mais pouvant résulter également de réactions de stress. De plus, ces variations de la dilatation de la pupille, engendrées par l'axe noradrénergique, sont petites (de l'ordre de 0.5 mm) comparativement au réflexe photomoteur, qui permet des changements de diamètre pupillaire de l'ordre de 3-4 mm (Zekveld et al. 2018). Le diamètre pupillaire peut varier selon de nombreuses conditions, qu'il convient de contrôler précisément, afin d'avoir une mesure reflétant vraiment l'effort d'écoute. Ainsi, le degré de luminosité devra être relativement faible et constant, les prises médicamenteuses ou de substances altérant l'axe noradrénergique seront à documenter (par exemple, le café). Enfin, la libération de noradrénaline étant lente, les variations du diamètre pupillaire vont être lentes, de l'ordre de 200 à 500 ms, aussi il faudra prévoir un temps suffisant, après un effort cognitif, pour un retour à une situation de base (plusieurs secondes).

3 Matériel et méthodes

III.1. Installation de l'équipement et du patient : quelques considérations pratiques

La majorité des oculomètres (équipements de « eye-tracking ») permettent l'enregistrement du diamètre pupillaire par une caméra infra-rouge, en tête libre : la caméra est fixée sur une table, à environ 40-70 cm des yeux du patient. Même si le diamètre pupillaire peut souvent être capté en cas de port de lunettes, nous demandons aux patients de quitter leurs lunettes. En revanche, le port de lentilles de contact n'empêche que rarement l'enregistrement. La luminosité



doit être intermédiaire, et il faut éviter toute lampe en face ou à côté du patient : idéalement, la lumière doit arriver dans le dos du patient et le niveau de luminosité est ajusté afin d'être à distance du niveau de luminosité maximale (pupille qui ne pourra pas se dilater du fait de la puissance du réflexe photomoteur) et minimal (pupille déjà dilatée au maximum). Afin de s'assurer que la caméra puisse bien capter en continu le diamètre pupillaire, les équipements ont chacun une procédure de calibration, qui consiste à demander au patient de regarder successivement plusieurs repères, comme les coins d'un carré par exemple : ceci permet d'obtenir les coordonnées des mouvements oculaires. Même si ceci ne semble pas d'une importance primordiale, il est important de contrôler la position des yeux du patient, la mesure du diamètre pupillaire étant influencée par la position des yeux relative à la caméra. Ainsi, il faut préciser au patient d'éviter de tourner la tête et de bouger les yeux en dehors du carré de calibration, et lui donner un repère visuel (non lumineux mais suffisamment contrasté et visible très facilement) à regarder en face de lui.

III.2. Construction d'une tâche d'effort d'écoute en pupillométrie (figure 1)

Les protocoles et traitement des données de pupillométrie sont très proches de ceux des potentiels évoqués en électroencéphalographie : les réponses sont acquises en continu, avant et après un stimulus d'intérêt, qui est répété plusieurs fois afin de permettre un moyennage des réponses synchronisées sur le stimulus d'intérêt. Afin d'isoler la dilatation pupillaire liée spécifiquement au stimulus, une période d'enregistrement avant le stimulus est nécessaire pour obtenir une ligne de base. S'il s'agit d'une tâche de perception auditive dans du bruit, une période de bruit seul doit précéder le stimulus et faire partie de la ligne de base. Classiquement, la durée des lignes de base est de l'ordre de 1 à 2 secondes (Mathôt et al. 2018). Dans la plupart des études, un indice, visuel ou auditif, permet d'avertir le patient de l'arrivée du stimulus d'intérêt. Cet indice est souvent placé dans la ou les 2 secondes précédant le stimulus d'intérêt (et est souvent mis en début de la période prise comme ligne de base) (Zekveld et al. 2018). Dans la mesure où ce signal va être également traité par le patient, il doit être le plus neutre possible, très facile à percevoir pour ne pas engendrer d'effort cognitif susceptible d'interférer sur l'effort cognitif lié au stimulus. De plus, si cet indice est visuel, il faut s'assurer que sa luminosité reste neutre et n'engendre pas de réflexe photomoteur.

La tâche de base couramment utilisée en audioprothèse est la répétition de mots (ou phrases) présentés dans des conditions diverses (silence ou différents types de bruits, diverses intensités) et les patients ont l'habitude de répéter le mot entendu immédiatement après sa perception. En pupillométrie, pour évaluer l'effort d'écoute, il faut séparer, dans le temps, la perception/compréhension du mot de sa répétition. Sinon, le pic de dilatation enregistré sera une mesure globale de la somme de l'effort d'écoute et de l'effort de répétition du mot. La dilatation pupillaire étant un phénomène lent, il faut compter plus d'une seconde après la présentation du stimulus pour obtenir le pic de dilatation. Il faut donc prévoir un temps de plusieurs secondes entre la présentation du stimulus, et le moment où le patient devra répéter le mot (ou phrase) entendu. Cette durée est également à ajuster : trop courte, elle risque de ne pas permettre d'englober tout le pic de dilatation pupillaire, trop longue, elle engendre chez le patient, un effort supplémentaire de mémoire à court-terme qui peut dépasser ses capacités (avec oubli du mot à répéter, pourtant bien perçu initialement). Un deuxième indice est utilisé pour prévenir le patient qu'il peut répéter le mot. Dans la mesure où le pic de dilatation lié à l'effort de répétition de mot n'est pas le signal d'intérêt, la neutralité de ce deuxième indice est moins cruciale que le premier indice. Enfin, il faut s'assurer que la dilatation pupillaire ait le temps de revenir à la ligne de base, avant de commencer un deuxième essai. Ainsi, chaque essai va prendre une dizaine de secondes.

III.3. Du signal brut au signal d'intérêt.

Le signal brut de pupillométrie se compose des coordonnées du regard, des données de mesure de la pupille à chaque instant, recueilli avec des fréquences d'échantillonnage allant de 50 Hz à 2000 Hz pour les équipements les plus performants. Bien évidemment, il peut arriver que la caméra n'arrive plus à capter le regard, ce qui est recueilli sous forme de données manquantes. Les données manquantes sont dues également aux clignements des yeux. La première étape du traitement est donc l'élimination des données correspondant aux pertes liées à une mauvaise capture de l'image de la pupille et aux clignements des yeux, grâce à une interpolation à partir des données existantes. Il convient également d'éliminer les données correspondant aux périodes où le sujet a regardé autre chose que la cible dédiée. Si ces périodes sont trop importantes, elles peuvent conduire au rejet total de l'essai considéré.

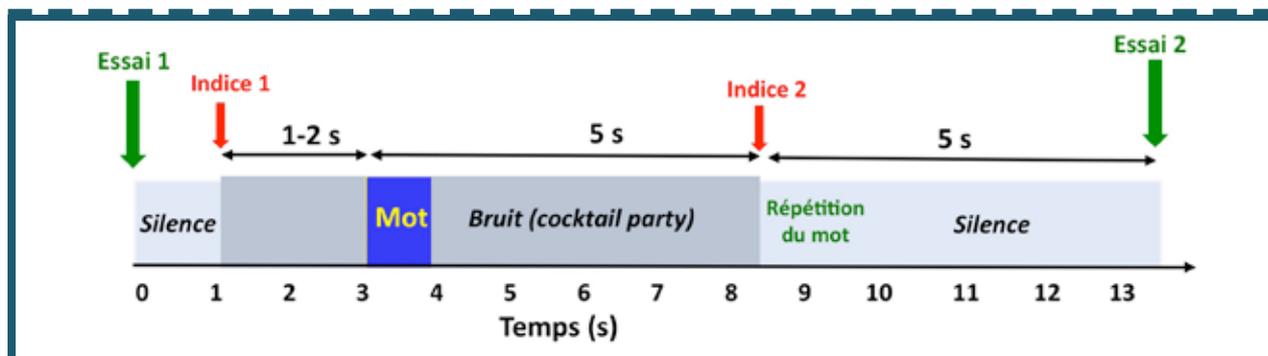


Figure 1 : Exemple de construction d'un essai de pupillométrie

L'essai commence par une période de silence, puis de bruit, qui serviront de ligne de base. Le stimulus d'intérêt (ici, un mot) est présenté 1 à 2 secondes après un indice (indice 1), qui est ici le début de la présentation d'un bruit continu de cocktail party. Un deuxième indice (ici, la cessation du bruit continu) signale au patient qu'il peut répéter le mot entendu. La période après le deuxième indice doit être suffisamment longue pour que la dilatation pupillaire, due à la répétition du mot, revienne à la ligne de base.

Le signal peut être ensuite lissé et filtré et plusieurs essais sont moyennés ensemble par condition, en faisant la soustraction de la ligne de base, de manière à obtenir spécifiquement l'augmentation de la dilatation pupillaire liée au stimulus d'intérêt.

4

Quelques résultats

Le moyennage peut se faire à partir de quelques essais (une dizaine d'essais peut suffire : il n'y a pas besoin d'un moyennage de plusieurs centaines d'essais comme en électroencéphalographie). La figure 2 montre, chez un même sujet, les courbes obtenues pour chaque mot : il existe bien un pic reproductible, intervenant dans les 2 premières secondes après la présentation du mot, relatif à la perception du mot, ainsi qu'un pic de dilatation correspondant à la répétition du mot. La figure 3 montre la courbe moyennée correspondante.

L'intérêt de la mesure est d'apporter des éléments supplémentaires par rapport aux scores perceptifs. Ainsi, pour des situations où l'intelligibilité est à 100% (seules les courbes de dilatation pupillaire correspondant à des mots correctement répétés ont été moyennées), la dilatation pupillaire, pour une tâche de perception de mots dans un bruit de cocktail party, est nettement plus augmentée que pour une tâche de perception de mots dans un bruit de speech noise de même spectre que le bruit de cocktail party, et cela chez le même sujet (figure 4). Dans ce cas, la différence d'effort d'écoute est objectivée par la dilatation pupillaire, pour des scores identiques. La dilatation pupillaire générée par des mots seulement partiellement répétés est significativement augmentée par rapport à celle générée par des mots correctement répétés (pour un même sujet). La différence de dilatation pupillaire persiste également après le pic de réponse, montrant également l'intérêt de considérer la période après le pic de réponse.

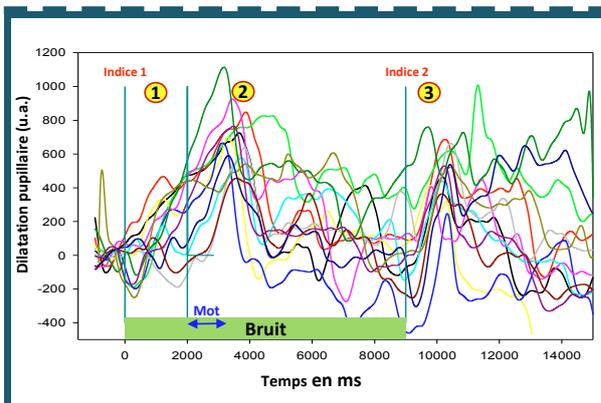


Figure 2 : Tracés non moyennés de courbes de pupillométrie
Exemple de tracés de pupillométrie chez un seul patient : Dilatation pupillaire (en unités arbitraires u.a.) en fonction du temps : chaque courbe représente un mot différent (courbes présentées après traitement des clignements d'yeux et lissage), présenté 2 secondes après l'indice 1. L'indice 1 correspond au début d'un bruit de cocktail party et l'indice 2, à la fin du bruit de cocktail party. Il est facile de repérer (1) la dilatation pupillaire due à l'anticipation par le sujet de l'effort (intervenant avant la présentation du mot), (2) la dilatation pupillaire liée à la perception du mot, (3), la dilatation pupillaire liée à la répétition du mot (données non pertinentes).

Nous avons pu recueillir le signal de dilatation pupillaire, suite à des stimulations par mots bisyllabiques, chez la majorité de patients porteurs d'aides auditives, d'une population typique vue en cabinet d'audioprothèse. Nous avons ainsi pu mettre en évidence, dans le cas d'une intelligibilité à 100% (seules les courbes correspondantes à des mots répétés correctement ont été moyennées), une diminution de l'effort d'écoute dans la situation avec appareillage.

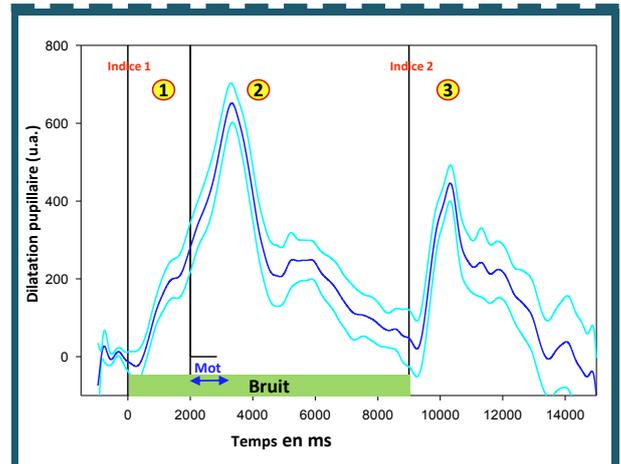


Figure 3 : Trace moyennée de pupillométrie
Exemple de tracés de pupillométrie chez un seul patient, (dilatation pupillaire en fonction du temps) correspondant aux courbes de la figure 2 moyennées entre elles (courbe bleue foncée). La déviation standard est mentionnée en bleu clair. Les 3 parties sont retrouvées : (1) la dilatation pupillaire due à l'anticipation par le sujet de l'effort (intervenant avant la présentation du mot, lors du début du bruit), (2) la dilatation pupillaire liée à la perception du mot, (3), la dilatation pupillaire liée à la répétition du mot (données non pertinentes).

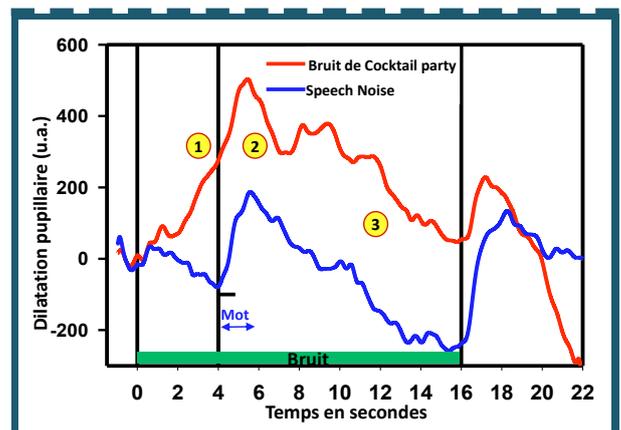


Figure 4 : Comparaison de l'effort d'écoute dans 2 situations, à 100% d'intelligibilité.
Dilatation pupillaire (en unités arbitraires u.a.) en fonction du temps, au cours d'un essai : Comparaison de l'effort d'écoute entre un bruit de cocktail party (courbe rouge) et un bruit de speech noise de même spectre que le cocktail party (courbe bleue), pour un même patient, à 100% d'intelligibilité (seules les courbes correspondant à des mots correctement répétés ont été moyennées). L'anticipation avec augmentation de l'effort d'écoute dès la présentation du bruit de cocktail party est très présente (1). La dilatation pupillaire dans la tâche de perception dans un bruit de cocktail party est beaucoup plus importante que dans un bruit de speech noise (2). De même, le maintien en mémoire de travail, pendant quelques secondes, du mot qui sera répété, demande plus d'effort dans le bruit de cocktail party que dans le bruit de type speech noise (3).



La pupillométrie permet également de mettre en évidence des différences de stratégies d'écoute des patients : en effet, certains patients anticipent fortement l'effort cognitif qu'ils feront lors de la tâche, ce qui est reflété par une dilatation pupillaire qui augmente avant même la présentation du stimulus (par exemple, fig 3 et 4). Pour d'autres patients, la dilatation pupillaire reste au-dessus du niveau de base entre 2 essais, suggérant le maintien d'un état de concentration renforcé même entre deux essais.

5 Perspectives

La pupillométrie est une méthode assez facile à implémenter et donne une mesure objective de l'effort d'écoute (Winn et al. 2018; Zekveld et al. 2018), même pour des stimuli simples tels que des mots. Des méthodes plus élaborées de traitement du signal, avec prise en compte de l'influence des clignements d'yeux (Knäpen et al. 2016), de l'anticipation du patient (Tromp et al. 2016), commencent à être appliquées et offriront des données plus complètes sur les mécanismes de l'effort d'écoute chez le patient malentendant.

6 Remerciements

Les auteurs remercient le Dr Christophe Micheyl (Starkey), Fanny Cholvy (Centre de recherche en neuroscience de Lyon) et Pr Stéphane Gallego (Audition Conseil) pour leur aide pour la mise en place de la pupillométrie chez le patient malentendant, ainsi qu'à tous les patients qui ont accepté de participer.

7 Références

Aston-Jones, G., Rajkowski, J., Cohen, J. (1999). Role of locus coeruleus in attention and behavioral flexibility. *Biological Psychiatry*, 46, 1309–1320.

Cabestrero, R., Crespo, A., Quirós, P. (2009). Pupillary dilation as an index of task demands. *Percept Mot Skills*, 109, 664–678.

Chen, S., Epps, J., Chen, F. (2013). An investigation of pupil-based cognitive load measurement with low cost infrared webcam under light reflex interference. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013, 3202–3205.

Eckstein, M.K., Guerra-Carrillo, B., Miller Singley, A.T., et al. (2016). Beyond eye gaze: What else can eyetracking reveal about cognition and cognitive development? *Dev Cogn Neurosci*.

Gagné, J.-P., Besser, J., Lemke, U. (2017). Behavioral Assessment of Listening Effort Using a Dual-Task Paradigm: A Review. *Trends in Hearing*, 21, 233121651668728.

Kahneman, D., Beatty, J. (1966). Pupil diameter and load on memory. *Science*, 154, 1583–1585.

Knäpen, T., de Gee, J.W., Brascamp, J., et al. (2016). Cognitive and Ocular Factors Jointly Determine Pupil Responses under Equiluminance T. Verguts, ed. *PLOS ONE*, 11, e0155574.

Koelewijn, T., Shinn-Cunningham, B.G., Zekveld, A.A., et al. (2014a). The pupil response is sensitive to divided attention during speech processing. *Hearing Research*, 312, 114–120.

Koelewijn, T., Zekveld, A.A., Festen, J.M., et al. (2014b). The influence of informational masking on speech perception and pupil response in adults with hearing impairment. *Journal of the Acoustical Society of America*, 135, 1596–1606.

Kramer, S.E., Zekveld, A.A., Koelewijn, T., et al. Pupillometry data showing the effects of age, stimulus characteristics and hearing loss on processing load during listening to speech in noise. , 4.

Mathôt, S., Fabius, J., Van Heusden, E., et al. (2018). Safe and sensible preprocessing and baseline correction of pupil-size data. *Behavior Research Methods*, 50, 94–106.

McGarrigle, R., Munro, K.J., Dawes, P., et al. (2014). Listening effort and fatigue: What exactly are we measuring? A British Society of Audiology Cognition in Hearing Special Interest Group 'white paper.' *International Journal of Audiology*, 53, 433–445.

Murphy, P.R., Robertson, I.H., Balsters, J.H., et al. (2011). Pupillometry and P3 index the locus coeruleus–noradrenergic arousal function in humans. *Psychophysiology*, 48, 1532–1543.

Tromp, J., Hagoort, P., Meyer, A.S. (2016). Pupillometry reveals increased pupil size during indirect request comprehension. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 69, 1093–1108.

Winn, M.B., Edwards, J.R., Litovsky, R.Y. (2015). The Impact of Auditory Spectral Resolution on Listening Effort Revealed by Pupil Dilation. *Ear Hear*, 36, e153-165.

Winn, M.B., Wendt, D., Koelewijn, T., et al. (2018). Best Practices and Advice for Using Pupillometry to Measure Listening Effort: An Introduction for Those Who Want to Get Started. *Trends in Hearing*, 22, 233121651880086.

Zekveld, A.A., Heslenfeld, D.J., Johnsrude, I.S., et al. (2014). The eye as a window to the listening brain: Neural correlates of pupil size as a measure of cognitive listening load. *NeuroImage*, 101, 76–86.

Zekveld, A.A., Koelewijn, T., Kramer, S.E. (2018). The Pupil Dilation Response to Auditory Stimuli: Current State of Knowledge. *Trends in Hearing*, 22, 233121651877717.

REXTON

www.rexton.com

NOUVEAUTÉ

STELLAR 8C

LE MEILLEUR DE LA
TECHNOLOGIE
**CONNECTÉE &
RECHARGEABLE**
LITHIUM-ION

LA BEAUTÉ DU SON.
UNE LEÇON DE BEAUTÉ

Stellar RIC 8C



Stellar M 8C



Chargeur Smart
Li-ion Power



Smart Dryer Li-ion



Rexton est une marque du Groupe Sivantos GmbH



Made for
iPhone | iPad | iPod



BIOTONE
TECHNOLOGIE MÉDICALE



Retrouvez-nous aux adresses suivantes : www.biotone.fr - www.shop.biotone.fr





Audiométrie vocale chronométrée : le temps de réaction pour répéter un mot, indicateur de l'effort attentionnel fourni

Arnaud COEZ, Roxane FILIPPI, Yoan NAHMANI, Hervé BISCHOFF, Sophie LEGOFF,
Myriam EZINE-FELLER, Amandine BERTAUX, Sophie DERAISON, Eric BIZAGUET

1 Résumé

Introduction

Le temps de réaction est un indicateur psycho-physique de la difficulté de réalisation d'une tâche. Les audioprothésistes réalisent systématiquement une audiométrie vocale dans le silence avec leur patient. Nous nous sommes demandés dans quelle mesure le degré de mal audition augmente la difficulté de réaliser une tâche telle que répéter des mots.

Objectif

Mesurer le temps de réaction pour répéter des mots en audiométrie vocale selon le degré d'audibilité (avec et sans appareils auditifs)

Matériel et méthode

Le temps de réaction et l'intelligibilité ont été mesurés dans un groupe (n=4) d'adultes qui entendent et un groupe (n=7) d'adultes appareillées qui présente une surdité dissymétrique de plus de 10 dB d'écart entre les 2 oreilles. L'audiométrie vocale dissyllabique de Lafon à 65 dB SPL en champ libre a été enregistrée. Le temps entre la fin du mot émis et le début du mot répété a été mesuré à postériori à l'aide du logiciel Audacity ®.

Résultats

Le temps de réaction moyen du groupe entendant est de 270 +/- 190 ms (score d'intelligibilité (IS) de 100%), alors qu'il est dans le groupe malentendant sans leur appareillage de 2130 +/- 1640 ms sur le côté le plus atteint (IS= 15% (0-50%)) et de 780 ms +/- 810 ms sur le côté le moins atteint (IS= 84 % (20-100%)). Sans appareils auditifs, dans le groupe malentendant, la comparaison du temps de réaction entre les 2 oreilles est significative (p=0,03).

Lorsque les malentendants portent leur appareillage, le temps de réaction pour répéter des mots n'est plus que de 220 +/- 80 ms du côté le moins atteint (IS= 97% (80-100%)) et de 450 +/- 170 ms du côté le plus atteint (IS= 77% (40-90%)), la différence de temps de réaction entre les deux oreilles s'estompe avec l'appareillage (p=0,13).

Discussion et conclusion

Le degré de surdité accroît le temps de réaction pour répéter correctement un mot. L'amélioration du temps de réaction avec appareils auditifs pour répéter correctement un mot témoigne du moindre effort à fournir par le malentendant pour compenser un manque d'audibilité dû à une surdité non appareillée. La mesure

automatisée du temps de réaction en audiométrie vocale pourrait devenir un bon indicateur de l'effort que doit fournir un malentendant pour accéder à l'intelligibilité de la parole. Cette mesure pourrait enrichir utilement le critère d'indication de l'implantation cochléaire chez l'adulte qui repose sur le seul pourcentage d'intelligibilité de la parole.

2 Introduction

Pour réaliser une tâche, un individu doit fournir un effort attentionnel. Plus la tâche est difficile, plus le temps de réaction est long. Le Stroop test (Stroop, 1935) illustre ce phénomène. Il est demandé au sujet de nommer les couleurs des mots qui sont présentées. Tant que l'information de couleur correspond à ce qui est écrit, le sujet répète rapidement. Le temps de réaction devient beaucoup plus long dès qu'il y a un conflit entre ce qui est écrit et la couleur réellement présentée (figure 1). Ce conflit demande un effort attentionnel pour être résolu et il requiert de la part du sujet un temps de réaction allongé pour être correctement résolu. Il en est de même pour le malentendant quand un phonème n'est pas perçu et qu'il lui faut lever l'ambiguïté entre deux mots possibles. Par exemple, si le phonème /s/ du mot 'poisson' n'est pas perçu, le sujet testé peut hésiter avec le mot 'poison'. La connaissance lexicale permettra de lever l'ambiguïté mais au prix d'un effort supplémentaire et donc d'un temps de réaction plus long.

Ce phénomène est couramment observé par les audioprothésistes lorsqu'ils réalisent une audiométrie vocale dans le silence. Plus l'intensité du son émis diminue, plus le malentendant devient hésitant, fournit un effort supplémentaire et a besoin de plus de temps pour répéter correctement un mot. Il nous a semblé pertinent de mesurer ce temps de réaction, dont la mesure pourrait être automatisée lors de la réalisation d'un test informatisé d'audiométrie vocale, et qui ne demanderait pas de temps supplémentaire à l'audioprothésiste dans la réalisation de ces tests tout en lui fournissant une donnée complémentaire capitale : une mesure de l'effort d'écoute.



Figure 1 : Principe du Stroop test : il est demandé à la personne de nommer la couleur vue. Lorsqu'il y a une discordance entre le mot lu et le nom de la couleur (b), le temps de réaction du sujet est plus long pour nommer la couleur que lorsque les deux informations sont cohérentes (a). Ainsi, dans cet exemple la couleur bleu sera énoncée plus tardivement.

Participants

Un groupe (n=4) de personnes qui entendent, d'âge moyen de 40 ans (32-45 ans) et un groupe (n=7) de personnes appareillées d'âge moyen de 62 ans (18-86 ans) ayant une surdité dissymétrique moyenne de 30 dB HL (2-55 dB) sur leur meilleure oreille et 57 dB HL (45-72,5) sur leur moins bonne oreille sans appareils ont été étudiés. Ces personnes ont bénéficié d'une audiométrie vocale dissyllabique de Lafon. Leur score d'intelligibilité de la parole a pu être comptabilisé. Alors que le groupe entendant est capable de répéter 100% des mots, les malentendants sans appareils répétaient en moyenne 84% (20-100%) des mots du côté le moins atteint et 15% (0-50%) des mots du côté le plus atteint. Après appareillage, leur intelligibilité moyenne était respectivement de 97% (80-100%) et de 77% (40-90%).

Les listes de mots dissyllabiques ont été émises à 65 dB SPL. Le même test a été réalisé avec appareil, en champ libre, appareil controlatéral éteint pour tester la meilleure oreille et bruit blanc masquant controlatéral pour tester la moins bonne oreille. Les étiologies des surdités étaient surdité brusque (29%), otospongiose (29%), presby acousie (14%), trauma sonore (14%) ou une origine inconnue (14%).

Mesure du temps de réaction

Les listes de mots dissyllabiques de Lafon (enregistrement du Collège National d'Audioprothèse) contenues dans le logiciel de tests cliniques audiolinguistiques Audyx® ont été utilisées. L'enregistrement audio de l'examen a été enregistré à l'aide du logiciel Audacity®. L'étude du sonagramme a permis de mesurer le temps de réaction entre la fin du mot émis et le début du mot répété par le patient (figure 2). Quand un mot n'est pas répété, un temps de réaction de 5s est comptabilisé et le mot suivant est présenté au sujet. Quand un mot est répété mais qu'il est erroné, il contribue à une diminution du score d'intelligibilité et le temps de réaction est comptabilisé. Il a été considéré que le patient fournit le même effort d'écoute, que le mot répété soit correct ou non. La consigne qui lui a été donnée est qu'il entendra des mots, qu'il devra répéter spontanément les mots qu'il a cru entendre, même s'il n'est pas sûr du sens du mot. Le patient ne savait pas que le test était chronométré.

Tests statistiques

La comparaison intra-groupe entre conditions au sein du groupe malentendants a été réalisée par un t-test sur séries appariées. Les comparaisons intergroupes ont été réalisées par un t-test.

Résultats

Temps de réaction moyen mesuré dans le groupe entendant

Le temps de réaction moyen du groupe entendant est de 270 +/- 190 ms, pour répéter des mots dissyllabiques de Lafon, émis à 65 dB SPL en champ libre.

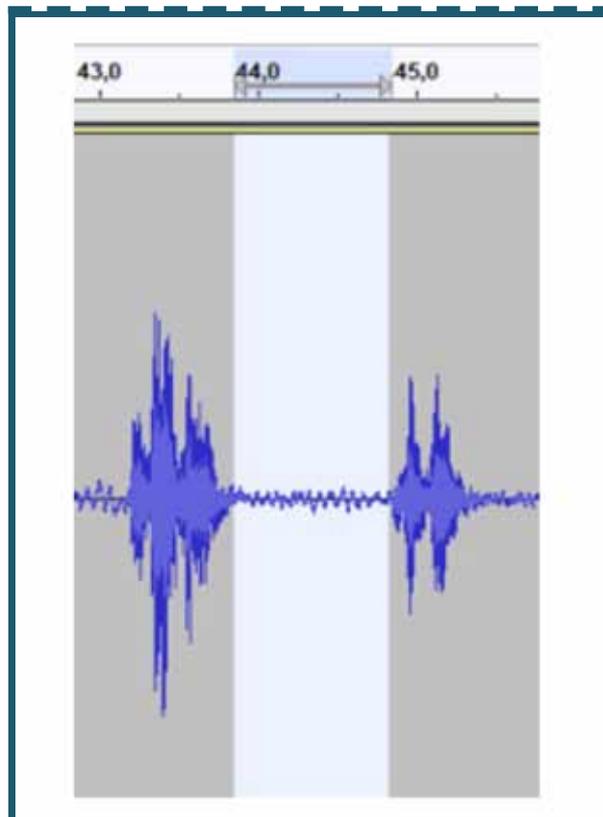


Figure 2 : L'étude du sonagramme de l'examen a permis de mesurer le temps de réaction entre la fin du mot émis par le logiciel et le début du mot répété par le patient.

Temps de réaction moyen mesuré dans le groupe malentendant sans prothèses auditives

Sans prothèses auditives, le temps de réaction moyen est de 2130 +/- 1640 ms sur la moins bonne oreille (perte 30 dB HL (2-55 dB)) et de 780 ms +/- 810 ms (perte 57 dB HL (45-72 dB)) sur la meilleure oreille dans le groupe malentendant (Figure 3A). La comparaison de ces deux résultats, dont la différence ne peut être que liée à la sévérité de la perte auditive, révèle une différence significative ($p=0,03$).

Temps de réaction moyen mesuré dans le groupe malentendant avec prothèses auditives

Avec prothèses auditives, le temps de réaction moyen est de 450ms +/- 170 ms sur la moins bonne oreille et de 220 ms +/- 80 ms sur la meilleure oreille (Figure 3B). La comparaison de ces deux résultats avec prothèses auditives n'est pas significative ($p=0,13$).

Effet de l'appareillage

La comparaison des résultats obtenus dans le groupe malentendant sans appareils auditifs et le groupe entendant montre une différence significative de performance entre les 2 groupes ($p=0,02$). Quand les appareils auditifs dans le groupe malentendant sont portés, le résultat de cette comparaison n'est plus significative ($p=0,28$).

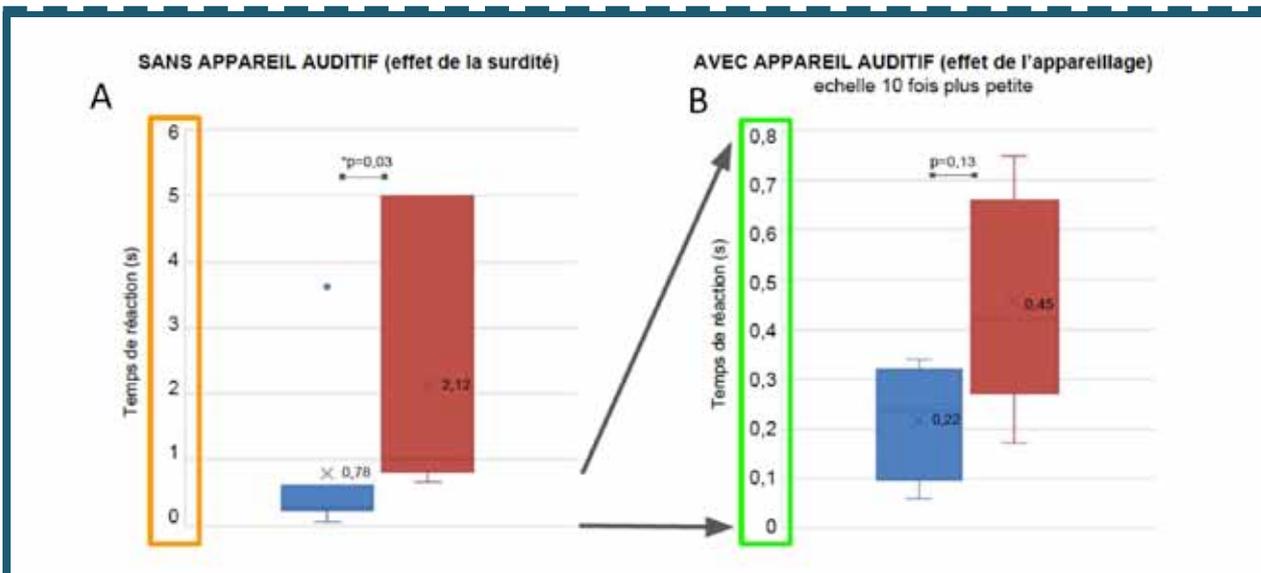


Figure 3 : Résultats obtenus de temps de réaction (TR) dans le groupe malentendant du côté le moins atteint (en bleu) et du côté le plus atteint (en rouge), sans appareils auditifs (A) et avec prothèses auditives (B). Le degré de surdité (A) a un impact significatif ($p=0,03$) sur l'augmentation du temps de réaction. L'appareillage tant à réduire le temps de réaction, et à minimiser la différence de TR entre le côté sain et le côté le plus atteint ($p=0,13$).

4 Discussion

Plus le degré de surdité augmente, plus le nombre d'erreurs phonétiques commises lors de la répétition d'un mot augmente et plus le temps de réaction pour pouvoir répéter un mot augmente également. Le temps de réaction étant un indicateur psycho-acoustique de l'effort d'écoute, le malentendant semble bien amené à fournir un surcroît d'effort pour compenser son manque d'audibilité et tenter de répéter un mot. Les indices acoustiques non perçus pour pouvoir répéter un mot nécessitent d'être compensés par d'autres processus cognitifs qui semblent moins efficaces pour pouvoir le faire : moindre intelligibilité de la parole et effort plus important. L'appareillage auditif, en améliorant l'audibilité favorise une meilleure compréhension. Il permet également de réduire le temps de réaction pour accéder à l'intelligibilité du mot. L'objectif de l'appareillage semble de permettre de réduire la charge attentionnelle fournie par le patient au delà de lui permettre d'accéder à une meilleure intelligibilité de la parole. La répétition des mots nécessite alors moins de ressources attentionnelles que sans l'appareillage.

Cette précision trouve toute son importance en pratique clinique. Effectivement, un poids très important est donné au score d'intelligibilité pour proposer un appareillage auditif ou une implantation cochléaire chez l'adulte. Or, un patient peut sembler avoir un score d'intelligibilité honorable mais au prix d'une mobilisation importante de ses ressources attentionnelles pour pouvoir compenser. Ces patients finissent parfois par s'exclure des conversations quand l'effort demandé est trop important, alors qu'ils auraient pu être aidés plus précocement si l'effort avait pu être évalué par une audiométrie vocale chronométrée et si cet effort avait été pris en compte pour évaluer la gêne réelle.

Nous pourrions facilement imaginer que les logiciels actuels de tests soient capables d'extraire directement cette donnée (temps de réaction) sans modifier les pratiques actuelles de l'audiométrie vocale mise en œuvre par les audioprothésistes et les médecins.

Pour affiner les résultats obtenus dans cette étude, le temps de réaction pourrait être rendu d'une part pour les mots correctement répétés (pour lequel il y a de grandes chances que le sujet testé ait réalisé la tâche que l'on attendait de lui), d'autre part pour les mots incorrectement répétés (pour lesquels le malentendant peut avoir donné une réponse au hasard), et enfin pour les mots qui ne sont pas répétés (pour lesquels le patient peut n'avoir fait aucun effort particulier par désintérêt total).

Par ailleurs, l'effort attentionnel lors de la réalisation d'une tâche semble pouvoir être mesuré de façon plus objective par la mesure de la dilatation pupillaire. La prolongation de ce travail de recherche pourrait être d'associer la mesure du temps de réaction à la mesure du diamètre pupillaire. Cette approche permettrait de s'assurer que le patient a bien fourni un effort comparable que les mots soient correctement répétés ou non.

Ce test chronométré d'audiométrie vocale permettrait donc lors du bilan d'évaluation audio prothétique de pondérer l'amélioration de l'audibilité et de l'intelligibilité par l'amélioration de l'effort d'écoute et une meilleure quantification des difficultés résiduelles.

5 Bibliographie

STROOP J.R. - 1935 - "Studies of interference in serial verbal reactions" - *Journal of experimental psychology* - 18 - 6643, 6662.

La fatigabilité auditive... ou quand le bruit révèle un trouble auditif !

Fabrice GIRAUDET Laboratoire de Biophysique Neurosensorielle, Faculté de Médecine, UMR INSERM 1107, Université Clermont Auvergne

Depuis la publication originale d'Arnold Starr en 1996 intitulée « Auditory Neuropathy », bon nombre de patients présentant un audiogramme plus ou moins dégradé et décrivant une plainte d'intelligibilité -marquée dans des situations bruyantes- sont considérés comme porteurs de cette atteinte rétro-cochléaire. Une évaluation électrophysiologique est indispensable pour une confirmation objective clinique. En effet, dans le cadre d'une atteinte de type neuropathie auditive, les Potentiels Evoqués Auditifs précoces (PEAp) sont très dégradés (voire plats) avec la persistance de la réponse électrophysiologique en provenance des cellules ciliées externes (le potentiel microphonique cochléaire, cousin électrophysiologique des activités acoustiques que sont les otoémissions acoustiques).

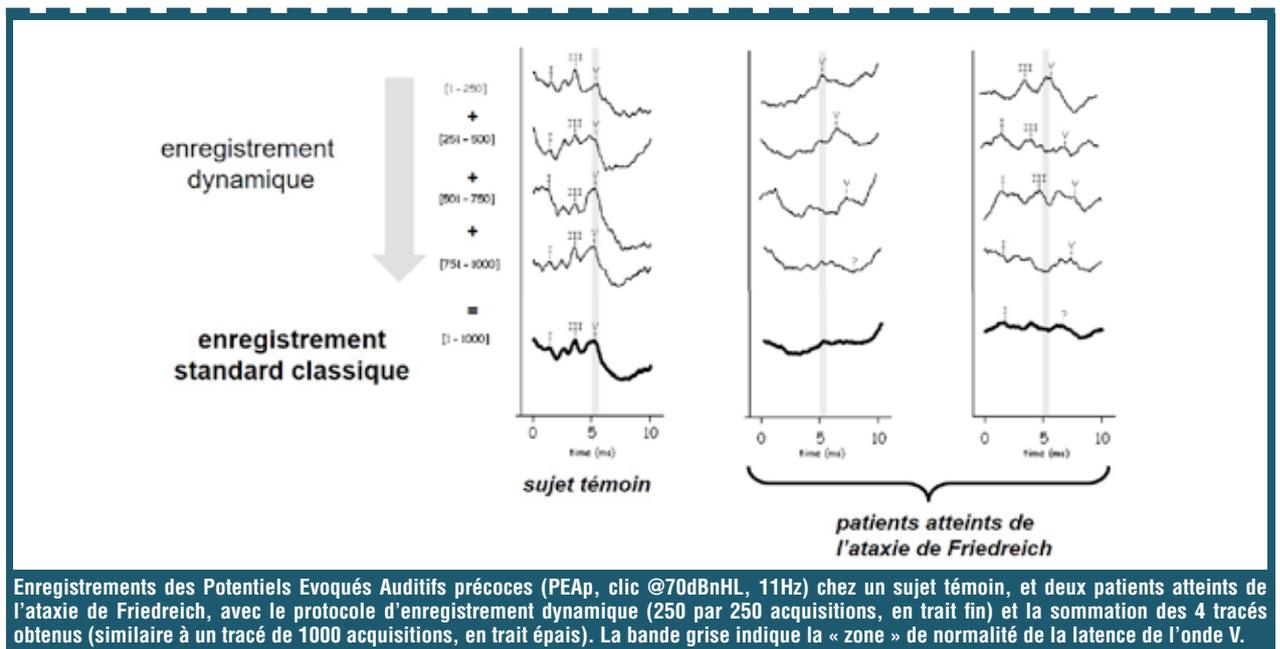
Il est important de rappeler que les PEA_p, comme toutes évaluations électrophysiologiques, sont une technique basée sur le moyennage de réponses évoquées unitaires. Ceci permet alors de faire émerger ces réponses évoquées unitaires du bruit de fond (autrement dit, amélioration du rapport signal sur bruit). Classiquement, un tracé de PEA_p (à une intensité donnée) est la résultante d'environ 1000 acquisitions unitaires évoquées par la présentation d'un stimulus acoustique -le plus souvent le clic- à une cadence d'environ 20 coups par seconde. Le moindre trouble de synchronisation au sein des voies nerveuses auditives conduit irrémédiablement à une altération des tracés des PEA_p (typiquement avec une absence d'ondes identifiables). Les PEA_p sont donc « LE » test d'évaluation de la synchronie et permettent ainsi la mise en évidence du trouble de désynchronisation retrouvé dans les neuropathies auditives.

Les PEA_p permettent également (1) d'étudier la conduction neurale dans les voies nerveuses auditives par l'analyse des latences d'apparition des ondes I, III et V (augmentation des latences dans le cadre des pathologies de la myéline, ou de façon unilatérale en présence d'un neurinome) et (2) de déterminer un seuil auditif avec des présentations acoustiques d'intensité décroissante (NB : le spectre du stimulus clic couvre toutes les fréquences audibles, et pas uniquement entre 2 & 4kHz !).

L'ataxie de Friedreich est une pathologie neurologique rare associée à un défaut au niveau de l'énergétique cellulaire (plus précisément au niveau de la mitochondrie des cellules nerveuses). Ceci conduit progressivement à une atteinte neurodégénérative. Une neuropathie auditive est souvent décrite chez les patients atteints de l'ataxie de Friedreich, illustrée par des tracés de PEA_p profondément altérés.

Dans une étude clinique récemment publiée (Giraudet et al. 2018), nous avons recueilli des plaintes étonnantes de patients atteints de l'ataxie de Friedreich. Beaucoup d'entre eux indiquent ressentir une dégradation de leur perception auditive au fur et à mesure de leur exposition à des ambiances sonores (lors d'un repas de famille) ou d'écoute prolongée (lors du visionnage d'un film, de l'écoute d'un morceau de musique, d'une conversation téléphonique).

Chez les patients atteints de l'ataxie de Friedreich, à l'aide du protocole classique de recueil des PEA_p, c'est-à-dire un tracé résultant de 1000 acquisitions, il est quasiment impossible d'identifier les ondes des PEA_p. Néanmoins, au cours des enregistrements, si des tracés sont sauvegardés toutes les 250 acquisitions (nous obtenons ainsi





un tracé toutes les 15 secondes environ, soit 4 tracés au bout d'une minute au lieu de l'unique tracé avec 1 000 acquisitions), ceci permet une étude dynamique de la fonction neurale auditive. De façon toute à fait inattendue, nous avons observé chez ces patients que si l'onde V pouvait aisément être identifiée après seulement 250 acquisitions, cette même onde V voit sa latence progressivement augmentée au fur et à mesure des paquets de 250 acquisitions (cf. figure). Cette latence s'envole depuis des valeurs quasiment normales (aux alentours de 5,5ms) vers des valeurs extrêmes de près de 8ms. Une diminution de l'amplitude de l'onde V est également associée. Il n'y a donc pas un authentique trouble de désynchronisation mais plutôt un processus de dégradation temporelle, de fatigabilité qui s'installe au fur et à mesure de l'exposition acoustique. Une mise au silence de quelques minutes suffit pour permettre de restaurer des tracés normaux en amplitude et latence... mais ceux-ci se dégradent à nouveau avec des présentations sonores continues. Chez des sujets sains, une stabilité en latence et amplitude (reproductibilité) des tracés des PEAp est constaté avec cette même méthodologie de recueil électrophysiologique, c'est-à-dire 250 acquisitions par 250 acquisitions.

Au niveau cellulaire, il est possible d'avancer que l'atteinte mitochondriale -retrouvée dans l'ataxie de Friedreich- affecte les processus énergétiques mitochondriaux. La mitochondrie est l'organite cellulaire producteur de l'énergie cellulaire, cette énergie indispensable à la production des potentiel d'action émis le long des axones des cellules nerveuses. Il est important de souligner que les neurones auditifs sont les structures nerveuses les plus « énergivores ». L'encodage temporel et spectral des sons au niveau du système auditif est essentiellement basé sur des décharges de potentiel d'action hautement cadencées. Ainsi, le moindre défaut énergétique engendre des répercussions au niveau neuronal, qui sont le plus souvent associées par la suite à des processus de « toxification » cellulaire (de type stress oxydatif) conduisant à long terme à la dégénérescence cellulaire. Un profil électrophysiologique identique, signature d'un épuisement énergétique, a également été observé dans deux autres entités pathologiques : la surdité DFNB59 (surdité impliquant la mutation de la pejkine, Delmaghani et al. 2015) et chez une patiente atteinte de la mutation du gène KIF 21A (gène codant pour une kinésine, molécule impliquée dans le transport des mitochondries au sein des neurones, Giraudet & Avan 2012). Des études pré-cliniques chez le petit rongeur porteur d'une mutation de type DFNB59 (Delmaghani et al. 2015) ont clairement mis en évidence que la surexposition acoustique, même modérée, provoque une perturbation de l'homéostasie cellulaire (stress oxydatif) conduisant à une dégénérescence des fibres nerveuses.

Il est donc désormais possible de révéler chez certains patients -à l'aide de protocoles électrophysiologiques simples- cette vulnérabilité énergétique du système nerveux auditif. Dans le quotidien de l'audiologiste ou de l'audioprothésiste, il est sans doute envisageable d'objectiver la plainte de patients décrivant une dégradation de leur intelligibilité au fur et à mesure de leur exposition sonore (au cours d'un repas, d'une réunion animée) ou au décours de leur journée. Ainsi, par exemple il pourrait être judicieux d'évaluer leurs performances d'intelligibilité (par une simple « vocale » dans le silence) (1) avant et après une petite exposition à un bruit blanc ou un bruit de cocktail (les 80dB SPL ne sont peut-être pas nécessaire !) ou (2) le matin puis en fin de journée. Il s'agit d'un test simple... qui n'est sans doute pas calibré ou normé, mais qui permettra d'objectiver la plainte de votre patient !

Si cette entité, « fatigue auditive », peut aisément et maladroitement être intégrée dans le spectre des neuropathies auditives, il faut être extrêmement vigilant quant au choix de la réhabilitation. En effet, une simple « amplification » sur-stimulerait des voies auditives vulnérables et induirait des effets neurodégénératifs irréversibles. Avec ces éclairages, l'échec d'appareillage chez des patients avec ce type de fragilité doit désormais être pris en considération... comme un signal d'alerte.

Bibliographie

Delmaghani S, Defourny J, Aghaie A, Beurg M, Dulon D, Thelen N, Perfettini I, Zelles T, Aller M, Meyer A, Emptoz A, Giraudet F, Leibovici M, Dartevelle S, Soubigou G, Thiry M, Vizi ES, Safieddine S, Hardelin JP, Avan P, Petit C. Hypervulnerability to Sound Exposure through Impaired Adaptive Proliferation of Peroxisomes. *Cell*. 2015 Nov 5;163(4):894-906.

Giraudet F, Charles P, Mom T, Boespflug-Tanguy O, Dürr A, Deltenre P, Avan P. Rapid exhaustion of auditory neural conduction in a prototypical mitochondrial disease, Friedreich ataxia. *Clin Neurophysiol*. 2018 Jun;129(6):1121-1129.

Giraudet F, Avan P. Auditory neuropathies: understanding their pathogenesis to illuminate intervention strategies. *Curr Opin Neurol*. 2012 Feb;25(1):50-6.

Starr A, Picton TW, Sininger Y, Hood LJ, Berlin CI. Auditory neuropathy. *Brain*. 1996 Jun;119 (Pt 3):741-53.

Facteurs pronostiques centraux de l'appareillage auditif

Diane LAZARD MD, PhD, Chirurgien ORL, Docteur en Neurosciences. Professeur Assistant honoraire à l'Université Médicale de Nottingham. Institut Arthur Vernes, Chirurgie ORL, 36 rue d'Assas, Paris, France.

La surdité offre un modèle unique d'étude d'une privation sensorielle et de ses conséquences centrales du fait des possibilités d'adaptation à la perte du langage par le langage des signes ou la lecture labiale, puis par la réhabilitation par prothèses auditives, voire même par la réafférentation grâce à l'implant cochléaire.

Ne pas avoir accès à un sens modifie profondément les interactions avec l'environnement ^[1, 2]. La privation sensorielle conduit à des modifications de connectivité entre des aires corticales, et particulièrement entre les aires sensorielles ; l'importance de ces modifications est dépendante de l'âge à laquelle survient cette privation sensorielle ^[1, 3].

Dans le cas de cerveaux qui se développent sans déficit sensoriel (surdités post-linguales), l'organisation centrale est relativement fixe, même si un certain degré d'adaptation a été décrit chez l'adulte ^[4, 5-7].

1 Evolution de la surdité et conséquences

Sauf dans quelques cas spécifiques de surdité profonde d'évolution rapide (méningite, surdité brusque), l'audition des sujets post-linguaux se dégrade progressivement. Ainsi la surdité, même légère à modérée, crée des demandes cognitives supérieures en frontal inférieur ^[8], et la durée de surdité moyenne affecte les futurs résultats d'une implantation cochléaire (IC) ^[9] (Figure 1).

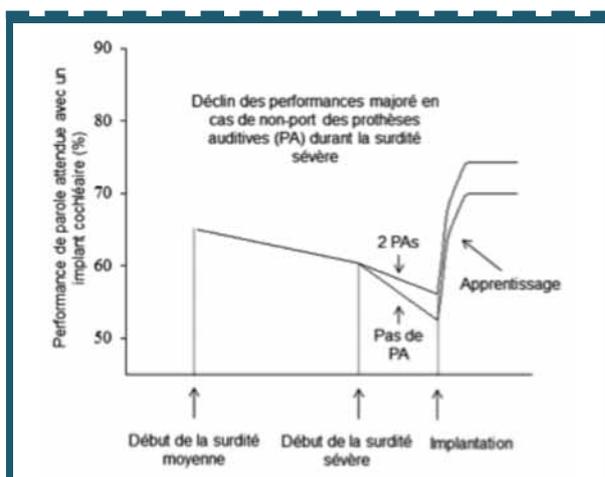


Figure 1: Modèle théorique de performances de parole attendues après implantation cochléaire (IC), adapté à partir des données cliniques de 2251 patients, schématisant un « sujet type » présentant une surdité moyenne de 20 ans puis une surdité sévère de 10 ans avant IC [9]. Il montre l'influence négative des durées de surdités moyenne et sévère, ainsi que celle du non-port de prothèses auditives (PA). Ces résultats suggèrent que même une perception auditive minimale maintenue par des PA tend à préserver les fonctions auditives et leur organisation fonctionnelle.

2 Traitement du langage chez les adultes sourds post-linguaux

Dans la population entendante, la communication est principalement basée sur le langage oral ou écrit. Quand l'audition décroît, les échanges verbaux deviennent très difficiles et des stratégies d'adaptation sont développées par les cerveaux les plus plastiques.

L'aire de Wernicke est une aire physiologiquement associative qui reçoit et fusionne les informations auditives et visuelles ^[10]. En cas de surdité post-linguale, il existe une potentialisation de ces interactions par désinhibition rapide de circuits latents mettant en jeu des boucles neurales entre la mémoire phonétique et les informations perçues par lecture labiale (LL) ^[11, 12]. Les sujets sourds développent ainsi un réseau gauche plus large comprenant les cortex pré-centraux, les lobes pré-frontaux et le cortex temporal postérieur. L'activité neurale de ces zones corrèle positivement avec les capacités en LL montrant une réorganisation gauche performante et synergique.

Avec l'augmentation de la durée de surdité profonde, la mémoire auditive se dégrade et les correspondances entre les phonèmes mémorisés et les visèmes perçus (sons imaginés à partir de la LL) se dégradent ^[13-15], particulièrement si la LL n'a pas été instituée avant le passage en surdité profonde ^[7, 12]. Pour pallier ces difficultés, certains sujets vont développer de nouvelles stratégies en recrutant des aires normalement non investies dans l'analyse phonologique, en particulier dans l'hémisphère droit.

Lors d'un paradigme en IRM fonctionnelle, il a été demandé à des sujets candidats à une IC de réaliser des tâches de rime complexes, basées sur la rime de pseudo-homophones (mots mal orthographiés, expl : Afrikenne vs. Meccicaine). Les résultats comportementaux étaient inattendus montrant d'excellentes performances chez certains sujets sourds couplées à des temps de réaction plus rapides que la majorité des contrôles. Ces mêmes sujets étaient de mauvais lecteurs labiaux et une fois implantés avaient de mauvais scores de reconnaissance de parole. Les traits neuro-fonctionnels ont permis d'élucider ces résultats surprenants en montrant le développement d'un accès direct et donc plus rapide aux aires sémantiques antérieures (lobes frontaux antéro-inférieurs), par création de nouveaux réseaux entre les lobes occipitaux, le lobe temporal droit et l'aire de Broca ^[5-7] (Figure 2). Les aires habituelles de la lecture empruntant l'hémisphère gauche étaient ainsi shuntées. Une fois implantés, ces sujets avaient des difficultés à comprendre le langage oral, trop investis dans une réorganisation basée sur les échanges écrits et impliquant l'hémisphère droit. A l'inverse, les sujets sourds ayant des performances et des temps de réaction mimant ceux des contrôles étaient de bons lecteurs labiaux et présentaient de bons scores de reconnaissance de parole avec IC. Leurs réseaux sous-jacents étaient restés physiologiques, maintenant le traitement et l'analyse phonologique dans l'hémisphère gauche et ses zones dédiées, temporo-pariétales. Ces réseaux normaux expliquent des temps de réaction identiques à ceux des contrôles.

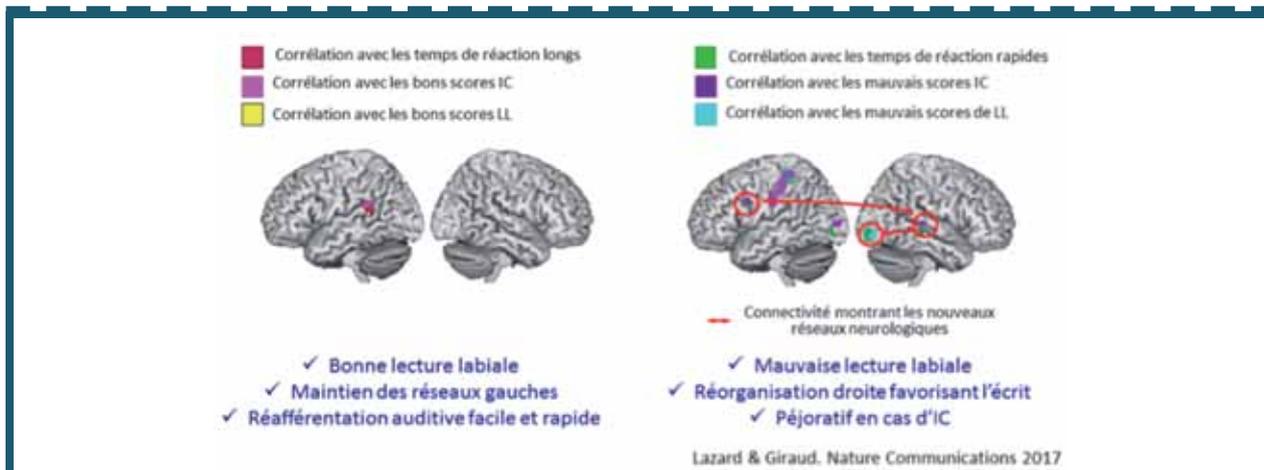


Figure 2 : Réseaux schématiques cérébraux de lecture labiale et réorganisation droite chez des normo-entendants et des sourds post-linguaux. Adapté de la référence 7.

Ces résultats montrent que demander à des aires déjà fortement spécialisées, ici, aires droites spécialisées dans l'analyse prosodique et mélodique, de réaliser des tâches qui ne sont pas de leur attribution initiale, la phonologie, est une adaptation utile lors de la surdité pour gagner du temps lors d'échanges devenus principalement écrits, mais qui se révélera délétère lors du nouvel accès aux informations auditives par IC [7, 15, 16]. Les stratégies adoptées pendant la surdité sont ainsi des facteurs prédictifs des performances avec l'IC : une synergie audio-visuelle entretenue par une LL efficace et investissant les lobes occipitaux et temporal gauche permettra un maintien des réseaux dédiés à l'oralité [17]; une stratégie tournée vers l'écrit développera une plasticité maladaptative à la réafférentation par IC en créant un couplage occipito-temporal droit non spécialisé dans le traitement auditif sémantique [7].

Conclusion

La réorganisation du système auditif dans les suites d'une surdité post-linguale aura des conséquences sur les mécanismes périphériques mais aussi centraux du traitement de l'information auditive. Les différents travaux confirment l'intérêt d'une réhabilitation auditive précoce, par PA puis IC, pour permettre de bonnes performances auditives et langagières. Enfin, la réorganisation corticale permet d'expliquer une partie des différences inter-individuelles chez les patients réhabilités et d'entrevoir de nouvelles approches thérapeutiques dans le futur.

Bibliographie

- Merabet, L. B., and Pascual-Leone, A. (2010). Neural reorganization following sensory loss: the opportunity of change. *Nat Rev Neurosci* 11, 44–52.
- Strelnikov, K., Rouger, J., Demonet, J. F., Lagleyre, S., Fraysse, B., Deguine, O., and Barone, P. (2010). Does brain activity at rest reflect adaptive strategies? Evidence from speech processing after cochlear implantation. *Cereb Cortex* 20, 1217–1222.
- Kral, A. (2007). Unimodal and cross-modal plasticity in the "deaf" auditory cortex. *Int J Audiol* 46, 479–493.
- van Oers, C. A., Vink, M., van Zandvoort, M. J., van der Worp, H. B., de Haan, E. H., Kappelle, L. J., Ramsey, N. F., and Dijkhuizen, R. M. (2010). Contribution of the left and right inferior frontal gyrus in recovery from aphasia. A functional MRI study in stroke patients with preserved hemodynamic responsiveness. *Neuroimage* 49, 885–893.
- Lazard, D. S., Lee, H. J., Truy, E., and Giraud, A. L. (2013). Bilateral reorganization of posterior temporal cortices in post-lingual deafness and its relation to cochlear implant outcome. *Hum Brain Mapp* 34, 1208–1219.
- Rouger, J., Lagleyre, S., Demonet, J. F., Fraysse, B., Deguine, O., and Barone, P. (2012). Evolution of crossmodal reorganization of the voice area in cochlear-implanted deaf patients. *Hum Brain Mapp* 33, 1929–1940.
- Lazard, D. S., and Giraud, A.-L. (2017). Faster phonological processing and right occipito-temporal coupling in deaf adults signal poor cochlear implant outcome. *Nat. Commun.* 8, 14872.
- Campbell, J., and Sharma, A. (2013). Compensatory changes in cortical resource allocation in adults with hearing loss. *Front. Syst. Neurosci.* 7, 71.
- Lazard, D. S., Vincent, C., Venail, F., Van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., Skarzynski, P. H., Skarzynski, H., Schauwers, K., O'Leary, S., et al. (2012). Pre-, Per- and Postoperative Factors Affecting Performance of Postlinguistically Deaf Adults Using Cochlear Implants: A New Conceptual Model over Time. *PLoS One* 7, e48739.
- Gentilucci, M., and Cattaneo, L. (2005). Automatic audiovisual integration in speech perception. *Exp Brain Res* 167, 66–75.
- Lee, H. J., Truy, E., Mamou, G., Sappey-Mariniere, D., and Giraud, A. L. (2007). Visual speech circuits in profound acquired deafness: a possible role for latent multimodal connectivity. *Brain* 130, 2929–2941.
- Suh, M. W., Lee, H. J., Kim, J. S., Chung, C. K., and Oh, S. H. (2009). Speech experience shapes the speechreading network and subsequent deafness facilitates it. *Brain* 132, 2761–2771.
- Andersson, U., Lyxell, B., Ronnberg, J., and Spens, K. E. (2001). Cognitive correlates of visual speech understanding in hearing-impaired individuals. *J Deaf Stud Deaf Educ* 6, 103–116.
- Lazard, D. S., Giraud, A. L., Truy, E., and Lee, H. J. (2011). Evolution of non-speech sound memory in postlingual deafness: implications for cochlear implant rehabilitation. *Neuropsychologia* 49, 2475–2482.
- Lazard, D. S., Lee, H. J., Gaebler, M., Kell, C. A., Truy, E., and Giraud, A. L. (2010). Phonological processing in post-lingual deafness and cochlear implant outcome. *Neuroimage* 49, 3443–3451.
- Lazard, D. S., Innes-Brown, H., and Barone, P. (2014). Adaptation of the communicative brain to post-lingual deafness. Evidence from functional imaging. *Hear. Res.* 307, 136–43.
- Strelnikov, K., Rouger, J., Demonet, J. F., Lagleyre, S., Fraysse, B., Deguine, O., & Barone, P. (2013). Visual activity predicts auditory recovery from deafness after adult cochlear implantation. *Brain*, 136, 3682–3695

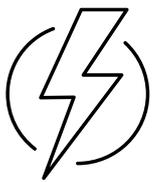


WIDEX EVOKE™ AVEC LA 2ND GÉNÉRATION ZPOWER



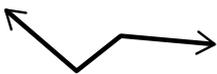
PERFECT DRY LUX
RECHARGEABLE

POURQUOI CHOISIR WIDEX EVOKE AVEC ZPOWER 2^{NDE} GÉNÉRATION ?



La plus grande capacité

Le système rechargeable 2nd génération Zpower présente la plus grande capacité énergétique des batteries rechargeable 312. Il surpasse les autres options rechargeable de 20%.



Flexible

La solution ZPower vous permet d'utiliser les accus ZPower ou les piles Zinc-Air traditionnelles. Plus de souci si votre patient oublie son chargeur lors d'un déplacement !



Sûre et écologique

Le système ZPower est la seule solution rechargeable 100 % recyclable du marché.

Veille acouphènes

Acouphène : A la recherche du bruit thérapeutique optimal
Etude comparative de l'efficacité de deux thérapies sonores employant le bruit blanc et le bruit encoché



Introduction

L'acouphène touche plusieurs centaines de millions de personnes. La plupart des études épidémiologiques récentes font état d'une plainte d'acouphène chez près d'un patient occidental sur 10 et d'un handicap réel chez un dixième d'entre eux. Ce petit pourcent (600.000 Français quand même) génère investissement, Recherche et Développement. Les recherches concernent tous les pays et toutes les spécialités. Les pharmaciens de toute part cherchent la molécule qui guérit. Les kinésithérapeutes de toute la planète recherchent la manœuvre qui libère... et les audioprothésistes du monde entier cherchent le bruit qui sauve.

Dans ce contexte plusieurs chercheurs se sont penchés sur le vertus d'un mécanisme bien connu : l'inhibition latérale. (Pour les principes de base voir Lurquin & Kamysz 2018). Pour beaucoup, si l'acouphène a une origine non- centrale mais plutôt périphérique on devrait pouvoir tirer profit de cet effet neurophysiologique (Eggermont J., communication personnelle, 2013)

Entretiens de nombreuses études ont établi la faisabilité et l'efficacité de la Tinnitus Retraining Therapy (TRT) et des principes de P.Jastreboff et J.Hazell.

Nous avons tenté depuis plusieurs années de démystifier, d'éclaircir puis d'apporter une valeur ajoutée à cette méthode.

Sortie du champ de conscience contre inhibition latérale : le match !

Grande était la tentation de comparer les vertus de l'inhibition latérale et de la sortie du champ de conscience dans le cadre d'une étude bien contrôlée avec des critères d'inclusion serrés. Pour ce faire nous avons utilisé la technique expérimentale dite du Cross-Over.

Cette étude présente certes une grande originalité mais devrait être relayée dans le futur par différentes analyses émanant d'autres labos.

Méthode

Notre étude longitudinale porte sur un échantillon de 40 sujets acouphéniques plaintifs, répartis en deux groupes constitués par randomisation; le premier a été traité par bruit encoché pendant 15 jours tandis que le second a été traité au moyen du bruit blanc associé à du counseling pendant 75 jours. Trois mesures psychométriques ont été réalisées avant et après cette première période; la sévérité de l'acouphène par le questionnaire THI, la gêne et l'intensité de l'acouphène par les échelles visuo-analogiques du questionnaire BAHIA37. Les sujets présentant une amélioration significative d'au moins 20 points au questionnaire THI à l'issue de la première période ont poursuivi le même traitement. Dans le cas contraire, un crossover fut appliqué, permettant aux sujets en échec de bénéficier de la seconde thérapie sonore. Au terme du traitement, les trois mesures psychométriques ont été répétées.

Population

Afin de maximiser la taille de notre échantillon, les participants ont été sélectionnés parmi la patientèle de trois centres hospitaliers, à savoir le CHU St-Pierre de Bruxelles, l'hôpital Erasme (Université Libre de Bruxelles), et l'hôpital civil Marie Curie de Charleroi.

Pour pouvoir participer à cette étude, les sujets devaient impérativement présenter l'ensemble des critères d'inclusion repris dans le tableau 1, et être exempts des critères d'exclusion figurant dans la même table. Ces différents éléments sont recherchés lors de l'anamnèse, en s'appuyant sur le dossier médical du patient et sur le bilan audiolinguistique réalisé par la suite (les spécificités de ce bilan seront développées dans le protocole de ce travail).

Parmi les quarante-quatre sujets recrutés, quatre patients ont abandonné l'étude avant son terme pour cause d'éloignement trop important du centre hospitalier, de manque de motivation, de conviction insuffisante dans la thérapie, ou encore de disparition de l'acouphène suite à l'arrêt du port de bouchons anti-bruit.

Philippe LURQUIN



Audioprothésiste,
Bruxelles-Charleroi
Chargé de cours

Membre du
Collège National
d'Audioprothèse

G. KAMYSZ



Audioprothésiste,
Ile de France

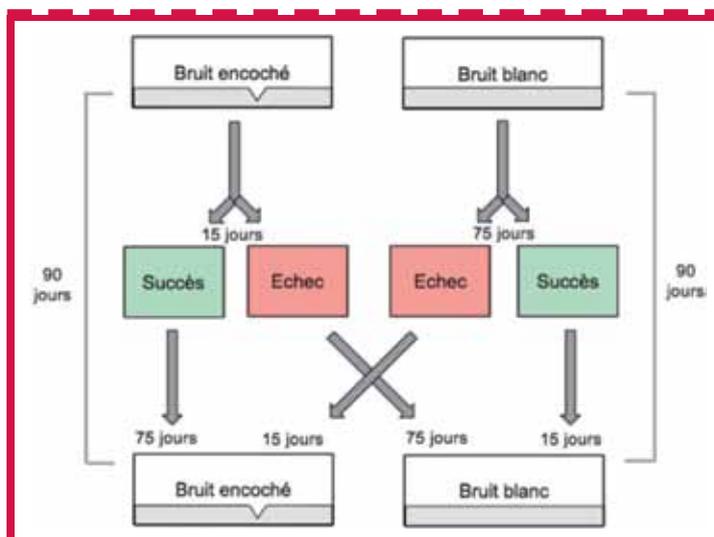


Figure 1 : Schéma représentant la procédure appliquée.

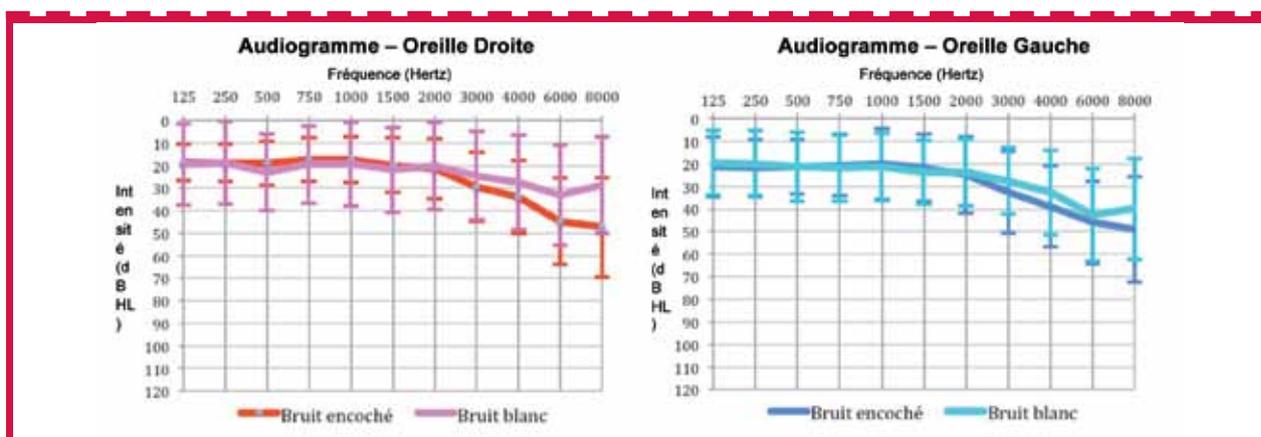


Figure 2 : Moyenne et écarts-types des seuils auditifs des deux groupes initiaux.

Au final, quarante patients sont parvenus au terme de l'étude; vingt sujets assignés au bruit encoché, et vingt sujets affectés au bruit blanc. La perte auditive moyenne des sujets du bruit encoché est de 22,87 dB HL ($\pm 12,33$) à l'oreille droite et 26,44 dB HL ($\pm 15,75$) à l'oreille gauche, contre 22,56 dB HL ($\pm 17,35$) pour les sujets du bruit blanc à l'oreille droite et 24,87 dB HL ($\pm 13,36$) à l'oreille gauche, soit en moyenne une perte auditive légère pour chaque groupe (figure 2).

Matériel

Bilan audiométrique et critères d'évaluation

L'audiométrie et l'acouphénométrie ont été réalisées, en cabine audiométrique avec un audiomètre Interacoustics AC-40, au moyen d'un casque équipé de cellules TDH-39. De plus, le logiciel Tinnitometer de Siemens a été utilisé pour confirmer les caractéristiques de l'acouphène.

L'efficacité des thérapies sonores a été évaluée par l'amélioration de la sévérité de l'acouphène grâce au questionnaire THI (score de 0 à 100), de la gêne et de l'intensité de l'acouphène au moyen des échelles visuo-analogiques du questionnaire BAHIA cotées de 0 à 10%.

Les bruits thérapeutiques

Des appareils auditifs de type contour d'oreille avec générateur de bruit ont été employés afin d'adapter les deux types de bruits thérapeutiques au profil audiométrique du patient. Ces appareils devaient nécessairement disposer d'un réglage multicanal du bruit (nombre de canaux suffisant), et d'une bande passante suf-

fisamment large pour les acouphènes de hautes fréquences. Par ailleurs, les filtres passe-bas et passe-haut nécessaires à la création de l'encoche devaient présenter des pentes abruptes. Cela a permis d'optimiser l'efficacité du mécanisme d'inhibition latérale, et de régler l'intensité du bruit dans chaque canal indépendamment des canaux adjacents. Les marques retenues selon ces critères furent Starkey, Hansaton et Siemens.

De plus, au regard des différentes caractéristiques du bruit encoché évoquées dans la partie théorique de ce travail, nous avons, d'une part, opté pour une largeur de bande de l'encoche d'une octave cen-

trée sur la fréquence de l'acouphène. De ce fait, nous avons minimisé le risque lié au biais de détermination de la fréquence de l'acouphène, tout en conservant une efficacité maximale d'inhibition latérale. D'autre part, la largeur des bandes latérales a été fixée à 3/8 d'octave, avec un surplus de niveau d'intensité sonore pour ces bandes de 10 dB comparativement aux bandes voisines. Un exemple pour un acouphène de 4000 Hz est repris à la figure 3.

L'encoche, dont la largeur de bande représente une octave, est centrée sur la fréquence de l'acouphène. Les bandes adjacentes d'une largeur de 3/8 d'octave

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
SUJ ETS	
<ul style="list-style-type: none"> • Adultes • Francophones, anglophones, ou néerlandophones 	<ul style="list-style-type: none"> • Suivant une autre prise en charge thérapeutique de l'acouphène • Pathologies psychiatriques et neurologiques connues • Agés de plus de 70 ans
ACOUPHENE	
<ul style="list-style-type: none"> • Acouphène chronique, depuis au moins trois mois • Fréquence de l'acouphène inférieure ou égale à 8000 Hz • Score au THI minimum de 38 % 	<ul style="list-style-type: none"> • Sujets acouphéniques de catégorie IV selon la classification de Jastreboff • Acouphènes objectifs • Acouphènes pulsatiles
SURDITE	
	<ul style="list-style-type: none"> • Surdités de transmission • Surdités profondes et cophoses • Maladies de Ménière • Schwannomes vestibulaires
TRAITEMENTS MEDICAUX	
	<ul style="list-style-type: none"> • Médicaments et autres substances pouvant interférer sur le système nerveux central, notamment les neuroleptiques majeurs • Médicaments pouvant entraîner des acouphènes tels que l'aspirine à haute dose

Tableau 1 : Critères d'inclusion et d'exclusion.



voient leur intensité renforcée de 10 dB, afin de favoriser le mécanisme d'inhibition latérale.

Etant limité par la bande passante des appareils auditifs, les patients présentant un acouphène dont la fréquence était supérieure à 4000 Hz ont vu leur spectre de bruit encoché adapté : seule la bande adjacente de fréquence inférieure a été maintenue, comme présenté à la figure 4. Toutefois, l'impact de cette contrainte technique semble relativement limité dans la mesure où Pantev et al. (2012) indiquent des effets d'inhibition latérale plus importants des fréquences graves sur les fréquences aiguës.

Procédure

Dans un premier temps, une audiométrie tonale en voie aérienne avec inter fréquences a été réalisée pour chaque sujet, de 125 Hz à 8000 Hz. L'acouphénométrie ensuite effectuée nous a principalement permis de déterminer le type d'acouphène (son pur ou bruit à bande étroite), et sa fréquence. Ce test a été réalisé du côté de l'acouphène lorsque celui-ci était unilatéral, ou du côté le plus atteint pour un acouphène bilatéral. Les résultats obtenus ont été vérifiés par présentation de signaux sonores en champ libre, avec le logiciel Tinnitometer.

Les trois mesures psychométriques – sévérité de l'acouphène (THI), gêne et intensité de l'acouphène (BAHIA) – ont été réalisées avant traitement, à l'issue de la première période, et après la seconde période (soit après 90 jours de thérapie sonore). Une amélioration statistiquement significative a été considérée dans le cas d'une réduction de 20 points au score du THI, comme décrit par Newman, Sandridge et Jacobson (1998).

Chaque patient s'est initialement vu attitré à l'une des deux thérapies sonores dont les modalités diffèrent.

Le bruit blanc, basé sur le processus d'habituation, est délivré dans le cadre d'une TRT. Il a ainsi été associé à quatre séances de counseling d'une heure, délivrées à intervalles de temps réguliers d'environ 30 jours. Les effets de l'habituation, induits par le bruit blanc, requièrent généralement un mois pour observer un premier bénéfice et trois mois pour une amélioration statistiquement significative (Jastreboff, 2015). Toutefois, pour des contraintes calendaires inhérentes à ce travail, la première période de testing a été fixée à 75 jours.

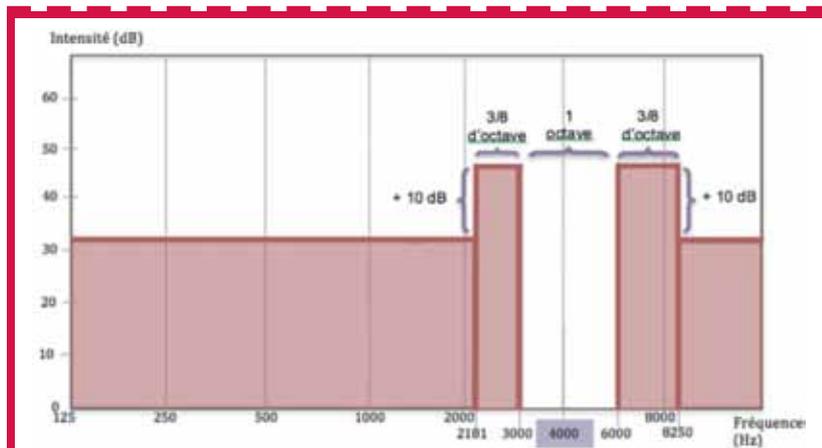


Figure 3 : Exemple simplifié du spectre sonore de bruit encoché pour un acouphène à 4000 Hz. L'encoche, dont la largeur de bande représente une octave, est centrée sur la fréquence de l'acouphène. Les bandes adjacentes d'une largeur de 3/8 d'octave voient leur intensité renforcée de 10 dB, afin de favoriser le mécanisme d'inhibition latérale.

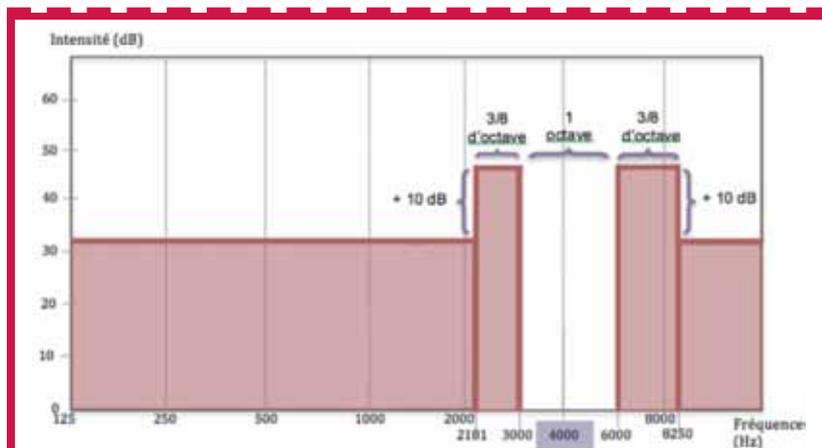


Figure 4 : Exemple simplifié du spectre sonore de bruit encoché pour un acouphène à 6000 Hz, avec une seule bande adjacente. Le spectre ne présente qu'une seule bande adjacente (largeur de 3/8 d'octave et intensité renforcée de 10 dB). Ainsi, pour les fréquences supérieures à 4000 Hz, le bruit encoché peut s'apparenter à une coupure des hautes fréquences associée à un renforcement de la bande adjacente inférieure.

Dans le cas du bruit encoché qui relève du mécanisme d'inhibition latérale, les sujets n'ont reçu qu'une seule séance d'information d'environ quinze minutes, permettant d'expliquer les mécanismes impliqués par cette prise en charge. En effet, Stein, Engell, Junghoefler, et al. (2015) mettent en évidence un effet de l'inhibition latérale après seulement trois jours sans pour autant avoir recours à des séances de counseling. Afin de prendre en compte les différences inter-individuelles de plasticité cérébrale, nous avons fixé à 15 jours la période initiale de test pour le bruit encoché.

A la suite de la première session de counseling (bruit blanc) ou d'explications (bruit encoché), une adaptation prothétique avec réglage du bruit thérapeutique au point de mélange a été réalisée. Pour ce

faire, un premier niveau d'intensité donnant la même sensation d'intensité que l'acouphène a été établi, de manière indépendante et successive, au sein de trois bandes de fréquence (graves, médiums et aigus). Un réglage fin a ensuite été effectué sur le spectre complet du bruit ; les éventuelles tonalités marquées ont été lissées et les bandes d'intensité trop faibles ont été renforcées afin d'obtenir un spectre de bruit harmonieux. Après présentation du spectre complet au patient, une diminution d'intensité de 10 log (n) dB a été réalisée, n correspondant au nombre de bandes de fréquences adaptées ; dans notre cas 10 log (3), soit environ 5 dB.

Cet ajustement a ainsi permis d'atteindre une sonie globale équivalente à l'acouphène.

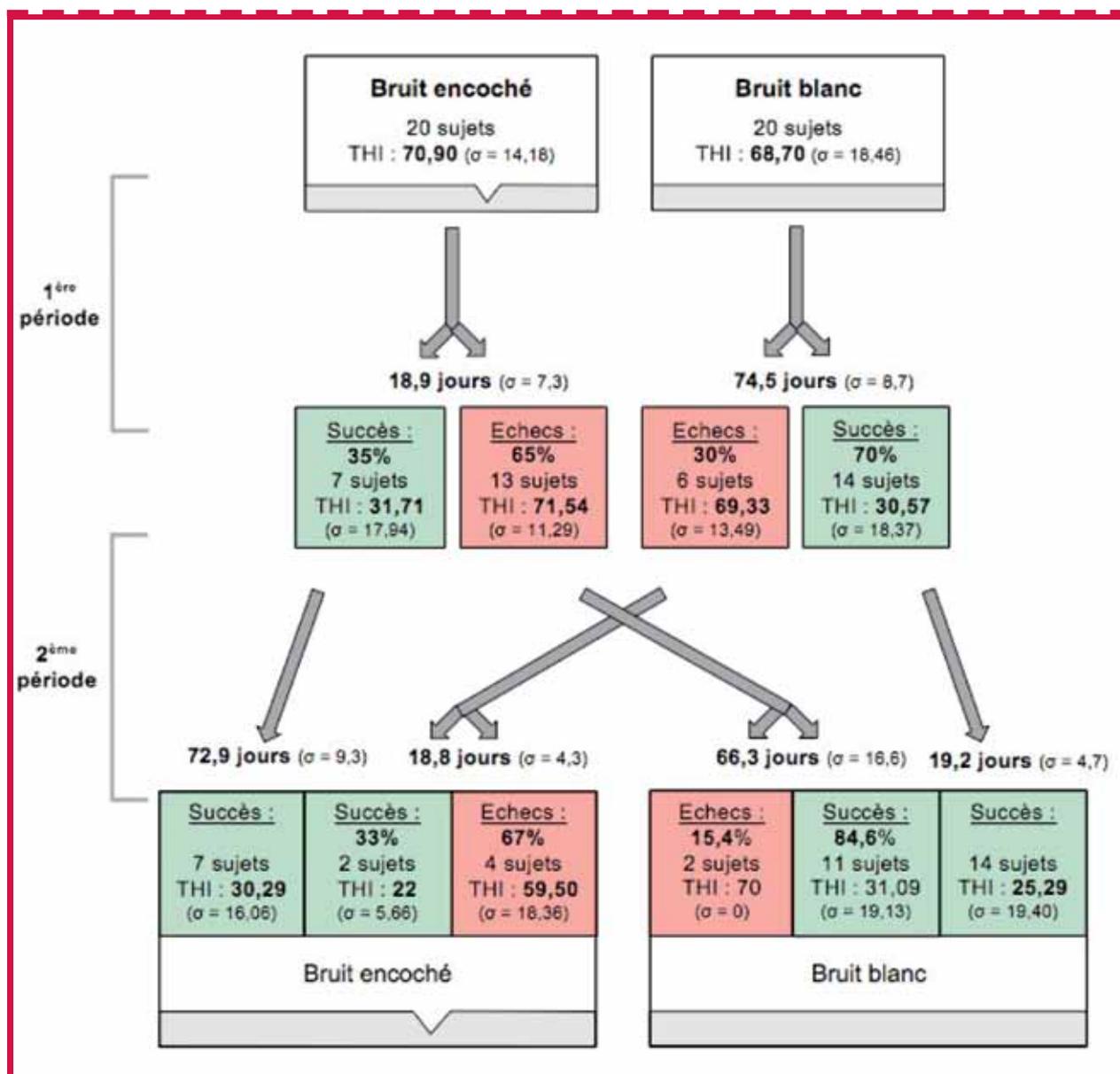


Figure 5 : Schéma décrivant les groupes de l'étude selon leur effectif, le degré de sévérité de l'acouphène moyen (THI), le taux de succès thérapeutique et la durée de traitement.

Un second programme d'un niveau d'intensité supérieur de 3 dB a été paramétré pour les deux bruits thérapeutiques. Celui-ci permet au patient d'adapter son bruit à une éventuelle exacerbation ponctuelle de son acouphène.

Des paliers supplémentaires d'intensité ont également été définis pour certains sujets.

Pour des raisons éthiques évidentes, nous avons structuré l'étude de manière à intervertir le type de thérapie sonore chez les sujets en échec thérapeutique à l'issue de la phase initiale. L'échantillon total a ainsi été subdivisé en quatre groupes, dépendant de la séquence de traitements reçus

(BB-BB / BB-BE / BEBE / BE-BE, avec BB pour bruit blanc et BE pour bruit encoché).

Enfin, plusieurs covariables additionnelles ont été enregistrées pour chaque sujet ; l'ancienneté de l'acouphène, la catégorie du patient selon Jastreboff, la durée de port quotidienne des appareils auditifs et la durée de traitement.

Résultats

Afin de vérifier si la distribution des variables quantitatives de notre échantillon divisé en deux groupes initiaux de 20 sujets respecte une loi normale, le test de Shapiro-Wilk fut employé. Une déviation

significative de la normalité a été observée pour la plupart des variables. De ce fait, nous emploierons – principalement – des tests non paramétriques pour comparer l'efficacité des deux thérapies sonores.

Groupes initiaux

Le test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants fut employé dans le but de comparer les deux groupes initiaux selon les différentes variables quantitatives recueillies, à savoir l'âge, l'ancienneté de l'acouphène, la fréquence de l'acouphène, la surdité moyenne, le score initial au THI, l'intensité initiale de l'acouphène, et la

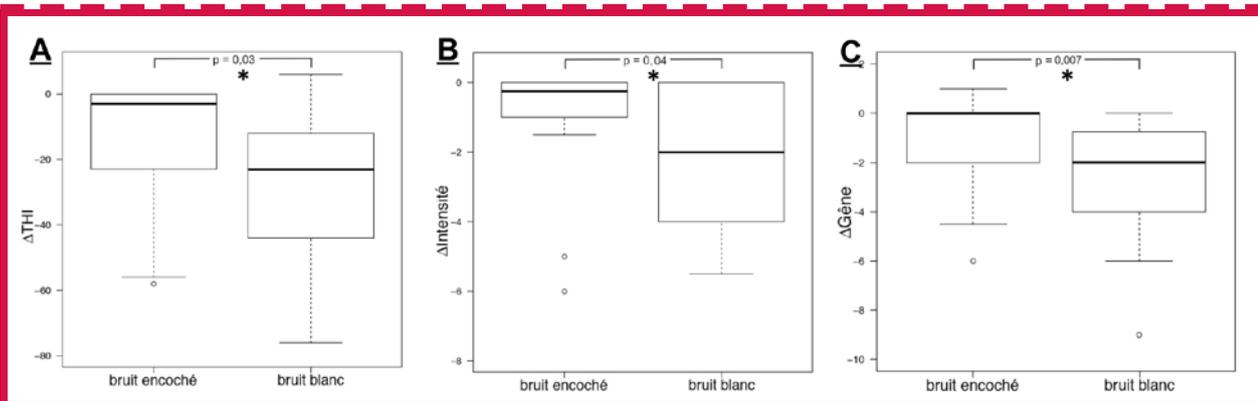


Figure 6 : Pour la première période : Boîtes à moustaches des mode bruit encoché et de bruit blanc. Modifications des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gêne (C)
 Les lignes horizontales de chaque boîte représentent le premier quartile, la médiane et le troisième quartile. Les moustaches représentent les valeurs extrêmes, tandis que les valeurs aberrantes sont représentées par un « o ». Le niveau de signification p obtenu avec le test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants lors de la comparaison des modifications de chaque mesure psychométrique (THI, gêne, intensité de l'acouphène) est également représenté. Toute différence statistiquement significative est indiquée par une étoile «*».

gêne initiale. Une différence significative a été observée uniquement pour la gêne initiale ($U=155,5$; $p=0,02$; $r=0,37$) entre le groupe bruit encoché ($Me=7,75$) et le groupe bruit blanc ($Me=9,00$).

Pour la comparaison selon le genre, le test du khi-deux fut utilisé. La différence entre les deux groupes en termes de proportions d'hommes et de femmes n'est pas statistiquement significative ($\chi^2_1=0$; $N=40$; $p=1$).

Une analyse rétrospective au moyen du test de Mann-Whitney a été réalisée afin d'examiner si la durée totale de traitement ($Me_{BE}=90$; $Me_{BB}=92$) et le temps de port quotidien des appareils auditifs ($Me_{BE}=12$; $Me_{BB}=12$) étaient différents entre les deux groupes. La différence ne fut pas statistiquement significative ni pour le temps de port des appareils auditifs ($U=214$; $p=0,712$; $r=0,01$), ni pour la durée totale de la thérapie ($U=159,5$; $p=0,278$; $r=0,25$).

Comparaison du bruit encoché et du bruit blanc

Les scores moyens (et écarts-types) du THI pour chaque groupe, les pourcentages de réussite et d'échec après chaque période de thérapie sonore ainsi que les durées (et écarts-types) de traitement sont repris à la figure 5.

Première période

Modification du THI, intensité et gêne.

A l'issue de la première période, une différence statistiquement significative a été mise en évidence entre la modification des scores du THI. L'amélioration relevée

se fait pour chaque élément d'analyse en faveur du bruit blanc. ($\Delta_{THI-Intermédiaire-Initiale}$) du bruit encoché ($Me=-3$) et celle du bruit blanc ($Me=-23$; Fig.6A) ($U=120$; $p=0,03$; $r=0,35$).

Surtout, la modification de l'intensité du bruit encoché ($Me=0,25$) est significativement différente du bruit blanc ($Me=-2$; Fig.6B) ($U=124,5$; $p=0,04$; $r=0,13$). Les résultats montrent également une différence statistiquement significative pour la modification de la gêne entre le bruit encoché ($Me=0$) et le bruit blanc ($Me=-2$; Fig.6C) ($U=104$; $p=0,007$; $r=0,42$) toujours en faveur du bruit blanc

Les lignes horizontales de chaque boîte représentent le premier quartile, la médiane et le troisième quartile. Les moustaches représentent les valeurs extrêmes, tandis que les valeurs aberrantes sont représentées par un « o ». Le niveau de signification p obtenu avec le test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants lors de la comparaison des modifications de chaque mesure psychométrique (THI, gêne, intensité de l'acouphène) est également représenté. Toute différence statistiquement significative est indiquée par une étoile «*».

Pourcentage de succès

Après analyse par le test de khi-deux, le pourcentage d'individus en succès thérapeutique (diminution d'au moins 20 points au THI) diffère significativement entre les deux traitements ($\chi^2_1=4,91$; $N=21$; $p=0,02$); dans le groupe ayant bénéficié du bruit encoché, 7 sujets sur 20 ont présenté un succès (proportion 35%; IC95% [16%-59%]), contre 14 sujets sur 20 pour

le groupe ayant été assigné au bruit blanc (proportion 70%; IC95% [46%-87%]).

Si nous nous limitons aux sujets présentant un succès thérapeutique en fin de première période, les modifications des scores au THI ($Me_{BE-BE}=-30$; $Me_{BB-BB}=28$, Fig.7A), de l'intensité de l'acouphène ($Me_{BE-BE}=-1$; $Me_{BB-BB}=-2,75$, Fig.7B) et de la gêne ($Me_{BE-BE}=-3$; $Me_{BB-BB}=-3,25$, Fig.7C) ne présentent pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes ($U_{THI}=47$; $p_{THI}=0,88$; $r_{THI}=0,03$ / $U_{Intensité}=42,5$; $p_{Intensité}=0,62$; $r_{Intensité}=0,11$ / $U_{Gène}=46,5$; $p_{Gène}=0,85$; $r_{Gène}=0,04$).

Deuxième période

En ce qui concerne la seconde période, chez les sujets en crossover (groupes BB-BE et BE-BB confrontés à un échec thérapeutique en première période) les modifications des scores au THI ($Me_{BB-BE}=13$; $Me_{BE-BB}=-34$, Fig.8A), de l'intensité de l'acouphène ($Me_{BB-BE}=-1$; $Me_{BE-BB}=2$, Fig.8B) et de la gêne ($Me_{BB-BE}=-0,5$; $Me_{BE-BB}=-2$, Fig.8C) ne mettent pas en évidence de différence statistiquement significative entre les deux groupes ($U_{THI}=25,5$; $p_{THI}=0,24$; $r_{THI}=0,27$ / $U_{Intensité}=33$; $p_{Intensité}=0,59$; $r_{Intensité}=0,12$ / $U_{Gène}=23$; $p_{Gène}=0,16$; $r_{Gène}=0,33$).

Dans le but de comparer les proportions de succès des deux thérapies sonores en seconde période chez les sujets en crossover, un test exact de Fisher fut employé. Les résultats montrent une différence statistiquement significative ($p=0,04$) entre ces proportions (33,3% pour le groupe BB-BE; IC95% [5%-75%] / 84,6% pour le groupe BE-BB; IC95% [53%-97%]).

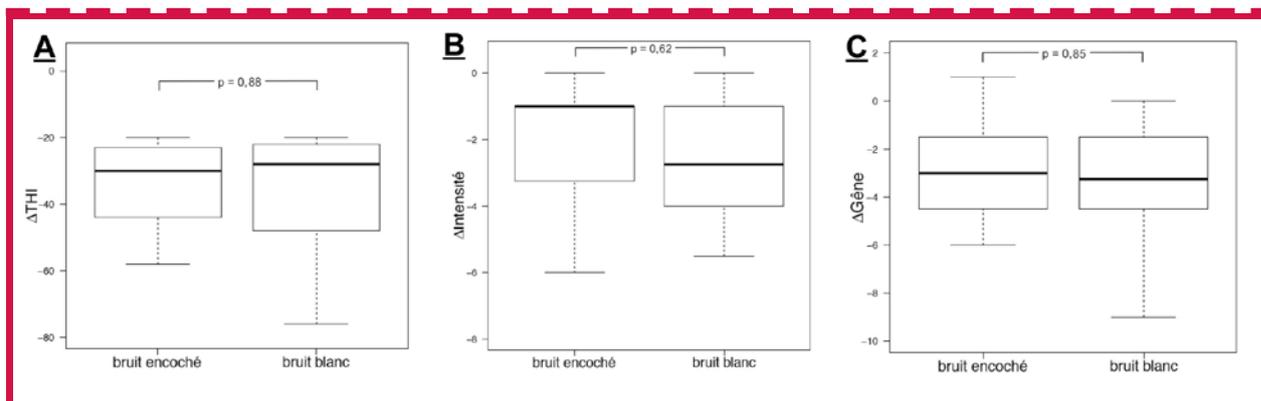


Figure 7 : Boîtes à moustaches des modifications des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gène (C) pour la première période de thérapie sonore chez les sujets en succès thérapeutique.

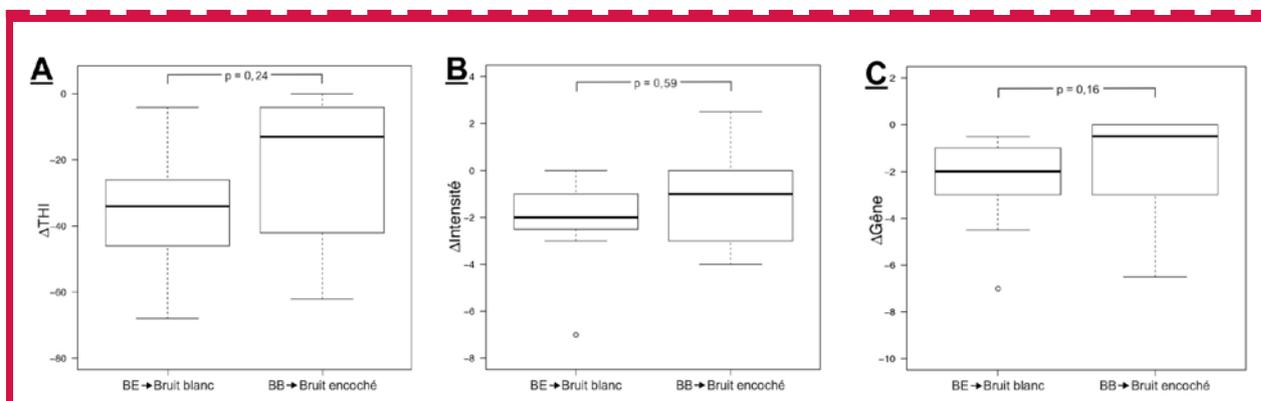


Figure 8 : Boîtes à moustaches des modifications des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gène (C) pour la seconde période de thérapie sonore chez les sujets présentant un échec thérapeutique initial (crossover).

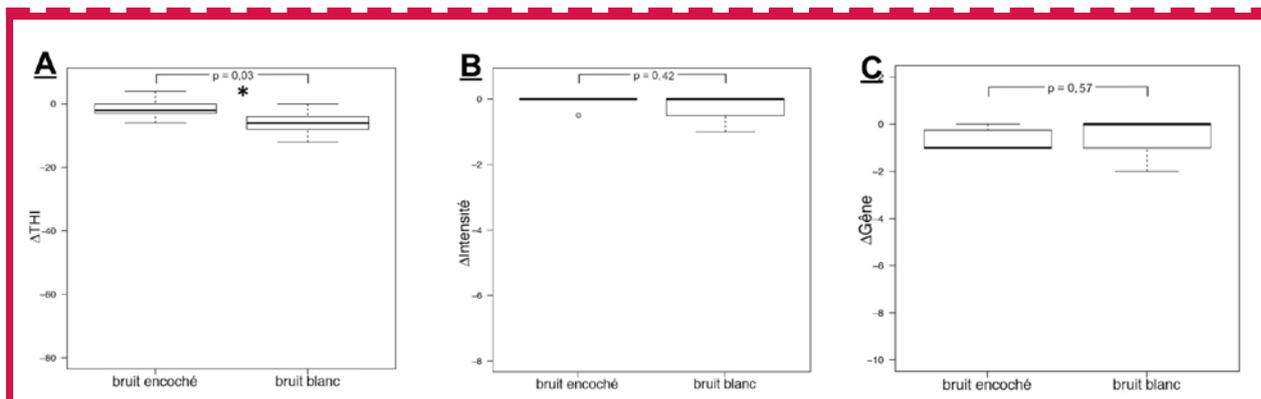


Figure 9 : Boîtes à moustaches des modifications des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gène (C) pour la seconde période de thérapie sonore chez les sujets présentant un succès thérapeutique initial.

Chez les sujets présentant un succès initial en première période (groupes BEBE et BB-BB), une différence statistiquement significative de la modification du THI a été constatée entre le bruit encoché ($Me_{BE-BE} = -2$) et le bruit blanc ($Me_{BB-BB} = -6$; Fig.9A) lors de la seconde période ($U=19,5$; $p=0,03$; $r=0,49$). La modification de l'intensité de l'acouphène n'a quant à elle pas montré de différence statistiquement significative ($U=41$; $p=0,42$; $r=0,17$)

($Me_{BE-BE}=0$; $Me_{BB-BB}=0$, Fig.9B), tout comme la modification de la gène ($U=42$; $p=0,57$; $r=0,12$) ($Me_{BE-BE}=-1$; $Me_{BB-BB}=0$, Fig.9C).

Période globale

Enfin, sur la période complète, l'efficacité des deux bruits a été comparée chez les sujets en succès thérapeutique lors de la première période, au travers des modifications de chaque mesure psychométrique.

La différence entre les deux thérapies sonores n'a pas montré de différence statistiquement significative; pour le THI, la modification médiane du bruit encoché fut de -32, contre -34 pour le bruit blanc ($U=41,5$; $p=0,57$; $r=0,12$) (Fig.10A). L'intensité de l'acouphène a montré une modification médiane de -1 pour le bruit encoché et 3 pour le bruit blanc ($U=42$; $p=0,60$; $r=0,12$) (Fig.10B). Enfin, la modification médiane de la gène (Fig.10C) fut de

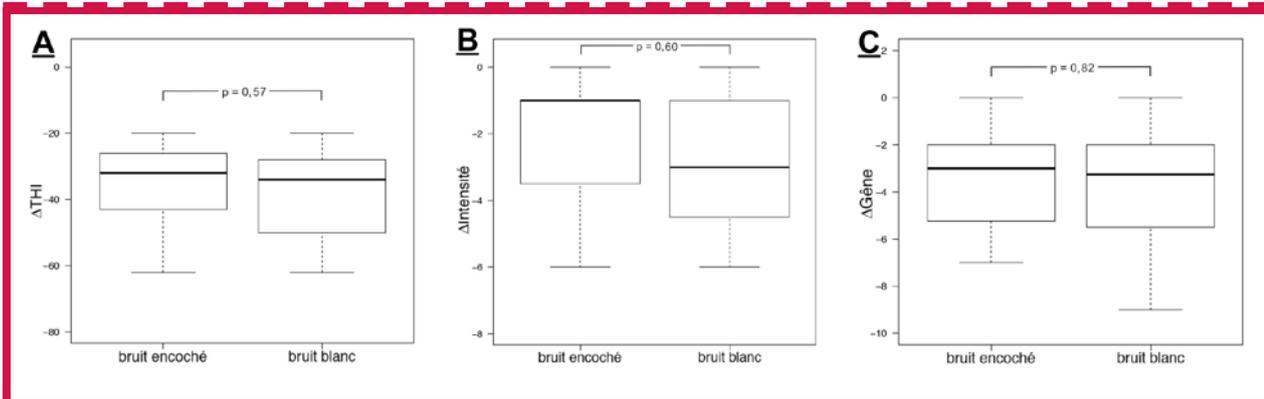


Figure 10 : Boîtes à moustaches des modifications des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gêne (C) pour la période complète de thérapie sonore (90 jours) chez les sujets présentant un succès thérapeutique initial.

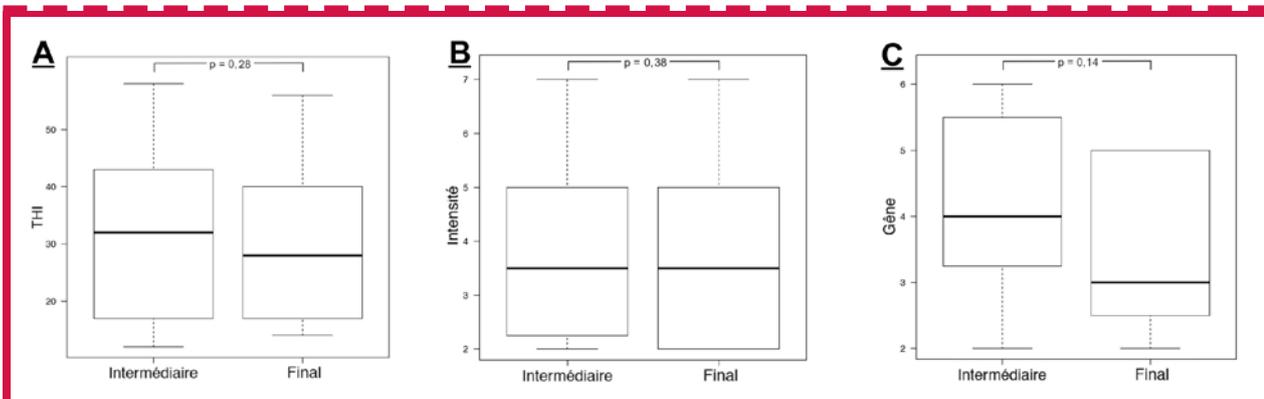


Figure 11 : Boîtes à moustaches des scores du THI (A), de l'intensité de l'acouphène (B), et de la gêne (C) obtenus aux temps intermédiaire et final chez les sujets présentant un succès thérapeutique initial au bruit encoché.

-3 pour le bruit encoché contre -3,25 pour le bruit blanc ($U=46$; $p=0,82$; $r=0,22$).

Effets additionnels du temps pour le bruit encoché

Dans le but d'examiner si la poursuite de la thérapie sonore par bruit encoché en seconde période apporte des effets additionnels significatifs aux sujets en succès thérapeutique initial (première période), nous avons comparé les mesures psychométriques obtenues en fin de première et de seconde période. Pour ce faire, un test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés fut utilisé. Les trois mesures n'ont pas montré de différence statistiquement significative. Pour le THI, les scores médians intermédiaires et finaux furent respectivement de 32 points et 28 points ($Z=-1,09$; $p=0,28$; $r=0,41$, Fig.11A). L'intensité médiane de l'acouphène fut de 3,5 aux temps intermédiaire et final ($Z=-1$; $p=0,38$; $r=0,38$, Fig.11B). Enfin, la gêne médiane fut de 4 au temps intermédiaire et 3 au temps final ($Z=-2,12$; $p=0,14$; $r=0,80$, Fig.11C).

Variation explicatives du taux de succès du bruit encoché

Afin de déterminer si l'âge, la surdité moyenne, la fréquence de l'acouphène, l'ancienneté de l'acouphène et la catégorie de patients sont susceptibles d'influencer le taux de succès du bruit encoché, nous avons cherché à établir si une différence significative existe pour chacune de ces variables, entre le groupe en succès avec le bruit encoché lors de la première période et le groupe en échec. Pour la comparaison des quatre premières variables (quantitatives), le test de Mann-Whitney fut employé. Une différence statistiquement significative fut constatée uniquement pour l'ancienneté de l'acouphène ($U=20,5$; $p=0,046$; $r=0,45$), avec une médiane de 18 pour le groupe en succès, et de 84 pour le groupe en échec.

Enfin, après analyse par le test exact de Fisher, la différence des proportions de différentes catégories de patients entre les deux groupes (échec et succès) n'est pas statistiquement significative ($p=0,6552$).

Discussion

L'objectif de cette étude consistait à déterminer si le bruit encoché et le bruit blanc présentent une efficacité différente. Nous nous sommes par la suite intéressés à établir si le bruit encoché pouvait apporter des effets additionnels avec le temps. Enfin, nous avons cherché à établir si des variables étaient susceptibles d'influencer la réussite de cette thérapie sonore.

Efficacité du bruit encoché et du bruit blanc

Tout d'abord, l'analyse de la modification des trois mesures psychométriques (THI, gêne, intensité de l'acouphène) sur la première période a permis d'objectiver une différence statistiquement significative entre le bruit encoché et le bruit blanc en faveur de ce dernier. De plus, une différence statistiquement significative a été constatée entre les proportions de sujets en réussite (diminution d'au moins 20 points au THI) avec le bruit encoché (35%) et le bruit blanc (70%) sur cette période.



En d'autres termes, la sollicitation du mécanisme d'inhibition latérale au moyen du bruit encoché serait globalement moins efficace que l'habituation à l'acouphène visé par la TRT avec le bruit blanc. Ces résultats confirment les premières observations de Lurquin et Coulon (2015), qui ont mis en évidence une diminution plus importante de la gêne en faveur du bruit blanc après une stimulation de soixante secondes à une intensité de bruit masquant (pour un niveau de signification α égal à 0,1). Toutefois, nos résultats s'opposent à ceux de Pantev et al. (2012), qui indiquent des effets d'inhibition latérale à très court terme plus importants que les effets d'habituation. Cette divergence peut s'expliquer par les différentes échéances employées dans les deux études; 19 jours en moyenne de bruit encoché et 75 jours de bruit blanc pour notre étude contre seulement quelques secondes pour Pantev et al. (2012). De plus, ces derniers ont évalué les effets de l'inhibition latérale et de l'habituation en mesurant la modification d'activité neuronale tandis que notre étude est basée sur des mesures psychométriques.

Si nous confrontons nos résultats du bruit blanc à ceux de Jastreboff (2015), nous pouvons constater une cohérence pour la modification moyenne du score au THI, avec toutefois une durée de thérapie moindre; -20 points dans l'étude de Jastreboff après 90 jours et -26,8 points dans notre étude après 75 jours. En outre, le taux d'efficacité de la TRT observé dans notre étude de 70% montre également une similitude avec le taux de 81% de Lurquin et Fuks (2015) obtenu sur un échantillon de 441 sujets.

Néanmoins, chez les sujets en réussite à l'issue de la première période, nos résultats ne montrent pas de différence statistiquement significative entre les deux traitements pour l'évolution des trois mesures psychométriques. Cela suggère d'une part que pour les sujets en succès, l'efficacité du bruit encoché serait semblable à celle du bruit blanc. D'autre part, 19 jours en moyenne suffiraient à objectiver une amélioration significative chez les sujets en succès avec le bruit encoché, contre 75 jours en moyenne pour le bruit blanc. De courtes échéances suffiraient donc à l'observation d'effets induits par la sollicitation du mécanisme d'inhibition latérale, telles que relatées par Pantev et al. (1999) et Stein, Engell, Junghoefler, et al. (2015).

Concernant la seconde période pour les patients ayant bénéficié du crossover (patients en échec en fin de première période), et la période complète de thérapie sonore pour les sujets ayant reçu un seul type de traitement (sujets en succès en fin de première période), les deux thérapies sonores ne présentent pas de différence significative en termes de modification des mesures psychométriques.

Pour les groupes en crossover, cela peut s'expliquer par leur taille plus restreinte, réduisant nécessairement la puissance statistique. Il semble toutefois important de noter que les modifications des différentes mesures sont plus conséquentes pour le bruit blanc, et tendent ainsi à confirmer les observations tirées de la première période. La différence significative constatée entre les proportions de succès thérapeutique pour les groupes crossover vient par ailleurs renforcer ce constat.

Quant aux sujets ayant bénéficié d'un seul traitement, les améliorations constatées pour les groupes sont très semblables, que ce soit en termes de moyennes que d'écart-types. Cela confirme une fois de plus des effets du même ordre d'importance pour les deux thérapies sonores chez les sujets en succès.

De plus, au vu des proportions de succès en deuxième période (groupes crossover) très proches de celles observées en première période, les sujets confrontés à un échec initial conserveraient les mêmes chances de réussite lors du second type de traitement. Cette observation tend à confirmer l'action sur des mécanismes différents de ces thérapies sonores.

Il est par ailleurs intéressant de noter que, toutes périodes confondues, trois sujets ont présenté une amélioration drastique d'au moins 58 points au THI après 19 jours grâce au bruit encoché.

Ainsi, les différences significatives globalement objectivées entre le bruit encoché et le bruit blanc suggèrent une efficacité moins importante pour le bruit encoché. Dès lors, nous pouvons nous interroger sur les raisons nous empêchant d'observer les effets positifs du bruit encoché chez un plus grand nombre de sujets. Quatre principales interprétations peuvent être pointées, à savoir d'éventuelles erreurs lors de la détermination de la fréquence de l'acouphène, un mécanisme d'inhibition latérale défaillant chez les sujets en échec ou encore l'absence de counseling et la durée de traitement plus courte pour le bruit encoché. Toutefois, il

semble peu probable que le faible taux de réussite constaté avec le bruit encoché ait été causé par un seul de ces facteurs. La combinaison de plusieurs d'entre eux serait en effet plus à même d'expliquer les importantes différences relevées.

Effets additionnels du temps pour le bruit encoché

Concernant les sujets n'ayant expérimenté que le bruit encoché (sujets en succès en fin de première période), l'analyse des différences entre les scores intermédiaires (19 jours) et finaux (92 jours) du THI, de l'intensité de l'acouphène et de la gêne n'ont pas montré de différence statistiquement significative. Au vu de ces résultats, il semble donc que le bruit encoché ne présente pas d'effets additionnels avec le temps au-delà des trois premières semaines de traitement (du moins, en prolongeant le traitement de 73 jours). Rappelons toutefois que Lugli et al. (2009) indiquent une diminution significative du niveau d'intensité subjective de l'acouphène (en dB SL) entre le 45^{ème} jour de bruit encoché et le 135^{ème} jour.

Variables explicatives du taux de succès du bruit encoché

Cinq variables ont été analysées afin d'évaluer leurs effets sur le taux de succès du bruit encoché; l'âge, la catégorie de patient, la surdité, la fréquence et l'ancienneté de l'acouphène. Un effet statistiquement significatif a été observé uniquement pour l'ancienneté de l'acouphène lors de la première période, avec un acouphène plus ancien conduisant à une probabilité de succès thérapeutique plus faible. Cela pourrait principalement s'expliquer par un renforcement avec le temps des corrélats neurophysiologiques de l'acouphène localisés au niveau du cortex auditif. Le mécanisme d'inhibition latérale, sollicité afin de réguler spécifiquement l'activité neuronale spontanée pathologique du cortex auditif, pourrait ainsi, dans le cas d'un acouphène ancien, soit présenter des effets insuffisants, soit requérir un temps de traitement plus conséquent.

Concernant la surdité, les succès au bruit encoché ont été observés aussi bien pour des auditions normales que pour des surdités légères et moyennes. Le mécanisme d'inhibition latérale resterait ainsi fonctionnel pour différents niveaux



de perte auditive. En d'autres termes, il serait impossible de prévoir le succès du bruit encoché d'après la perte auditive du patient.

Limites de l'étude

La principale limite de notre étude relève des différentes durées de thérapie sonore employées. Bien qu'une durée de traitement strictement équivalente aurait présenté une base de comparaison objective indéniable, plusieurs raisons (évoquées dans la partie théorique de ce travail) nous ont conduits à prévoir uniquement 15 jours pour observer des effets significatifs du bruit encoché, y compris chez les sujets présentant une plasticité cérébrale plus limitée. Les effets du bruit encoché agissant à court terme, nous pouvons supposer que la prolongation de la durée de traitement n'aurait pas apporté d'amélioration supplémentaire au THI. L'apparente absence d'effets additionnels en seconde période semble confirmer cette hypothèse.

De plus, au-delà des considérations éthiques évidentes nous conduisant à l'arrêt du bruit encoché en cas d'échec après 15 jours, les différentes durées de traitement employées ont également permis de proposer une seconde thérapie sonore à ces sujets et d'augmenter de ce fait le taux de succès final.

Par ailleurs, la comparaison des thérapies sonores chez les sujets en succès à l'issue de la première période fut quant à elle réalisée sur une durée identique de 90 jours pour les deux thérapies sonores.

Une seconde limite concernant notre étude relève des séances de counseling prestées uniquement avec le bruit blanc dans le cadre de la TRT. Ce choix, réalisé selon les préconisations de Jastreboff et Jastreboff (2006) et de Pantev et al. (2012), repose sur les spécificités des deux thérapies sonores; le counseling est employé dans la TRT afin de reclasser l'acouphène en stimulus neutre, tandis que le bruit encoché vise spécifiquement à induire les effets neurophysiologiques d'inhibition latérale envers la fréquence acouphénique sans avoir recours au counseling. Toutefois, il serait envisageable de faire bénéficier les sujets traités par bruit encoché de séances de counseling, afin d'en augmenter le taux de réussite. En effet, Henry et al. (2007) indiquent des effets statistiquement significatifs après 6 mois de counseling.

Par ailleurs, dans les cas d'un premier appareillage avec amplification, les éventuelles améliorations constatées ne peuvent être attribuées spécifiquement à la thérapie sonore. En effet, l'amplification représente un facteur de confusion possible, puisqu'elle a pu participer à l'amélioration observée. Parmi les neuf sujets de notre étude ayant bénéficié d'une amélioration significative de la sévérité de leur acouphène avec le bruit encoché (première et deuxième périodes confondues), seul un sujet nouvellement appareillé a reçu une amplification. Celui-ci n'a toutefois présenté aucune amélioration significative après la première période de bruit blanc (diminution du THI de 4 points). Nous pouvons ainsi considérer que l'amplification n'a pas joué de rôle dans le succès constaté avec le bruit encoché.

Enfin, une dernière limite concerne la taille relativement restreinte de notre échantillon et le nombre de sujets inégal composant les quatre groupes formés à l'issue de la première période. Les conclusions qui ressortent de cette étude devront être validées par des observations expérimentales complémentaires intégrant un échantillon plus conséquent.

Limites du bruit encoché et du bruit blanc

Une première limite commune à l'ensemble des thérapies sonores employant des générateurs de bruit relève des contraintes techniques propres à ce type d'appareils. Le niveau de sortie maximum du bruit exclut les patients présentant une surdité profonde (voire sévère) d'une prise en charge par bruit blanc ou bruit encoché. Par ailleurs, la bande passante de ces appareils écarte les patients ayant un acouphène de fréquence supérieure à 4000 Hz pour le bruit encoché.

De plus, la largeur de bande de l'acouphène et le nombre de sons perçus représentent une limite cette fois-ci spécifique au bruit encoché; ce dernier peut être employé uniquement chez les sujets présentant un acouphène

(s'apparentant à un ou plusieurs sons purs ou encore à un bruit à bande étroite) s'étendant sur moins d'une octave. Face à des acouphènes multiples, il serait néanmoins possible de réaliser une double voire une triple encoche si les fréquences centrales des acouphènes sont suffisamment espacées.

Par ailleurs, certains patients ont indiqué que le bruit encoché avait perturbé leur compréhension de la parole, alors que le bruit blanc n'avait produit chez eux aucune gêne notable. Le renforcement de 10 dB des bandes adjacentes à l'encoche employé en vue de maximiser les effets de l'inhibition latérale pourrait expliquer ce phénomène. Pour qu'une thérapie sonore soit efficace, il convient d'abord qu'elle puisse être acceptée par le patient. Ainsi, il semblerait préférable pour ce type de patients d'employer un bruit encoché dépourvu de renforcement des bandes latérales.

Enfin, la détermination de la fréquence de l'acouphène représente un élément crucial dans la thérapie sonore par bruit encoché, mais présente un risque d'erreur bien connu dans la littérature. Des facteurs tels que la variabilité test-retest, des différences interindividuelles d'aptitudes à comparer et évaluer différentes tonalités, une composante fréquentielle multiple de l'acouphène ou des erreurs d'harmoniques peuvent en effet perturber cette tâche (Henry, Flick, Gilbert, Ellingson & Fausti, 2004). Ceci peut conduire à une encoche centrée sur une fréquence différente de l'acouphène et à l'inefficacité de cette thérapie sonore. Conscient de cette contrainte, la largeur d'encoche employée dans notre étude a été déterminée afin d'être suffisamment large et minimiser ainsi le risque d'erreur de détermination de fréquence(s) d'acouphène(s), tout en présentant une efficacité de thérapie optimale. Nous aurions également pu recourir à une méthode d'évaluation séquentielle informatisée de la fréquence de l'acouphène telle que le Tinnitus Evaluation System (TES) dans sa version actualisée56 proposée par McMillan, Thielman, Wypych, et Henry (2014). Cela aurait permis d'apporter une fiabilité accrue dans la mesure de la fréquence de l'acouphène. Cependant, cette procédure s'avère être relativement chronophage, et ainsi difficile à appliquer à la fois dans le cadre de ce travail et en pratique clinique.

Considérations pratiques

Au vu des résultats de notre étude, le bruit encoché pourrait être employé en seconde intention chez les patients acouphéniques confrontés à un échec de TRT. En effet, comme nous avons pu le constater, le bruit encoché est en mesure d'augmenter le taux de réussite thérapeutique, en présentant des effets significatifs



à court terme pour un tiers des patients. Il conviendra toutefois d'accorder une importance toute particulière à la mesure de la fréquence de l'acouphène et à sa largeur de bande.

Par ailleurs, Strauss, Corona-Strauss, Seidler, Haab et Hannemann (2015) ont récemment proposé un nouveau type de stimulation encochée, la « technologie sonore environnementale encochée » (Notched Environmental Sound Technology), sollicitant également le mécanisme d'inhibition latérale. Cette solution s'adresse uniquement aux sujets malentendants. Elle consiste à amplifier l'environnement acoustique grâce à un appareil auditif, en supprimant le contenu spectral de l'amplification aux fréquences proches de l'acouphène (encoche centrée sur la fréquence de l'acouphène). Ainsi, il s'agirait d'une alternative intéressante pour les patients présentant une perte auditive sévère ou profonde ne pouvant bénéficier du bruit encoché.

Perspectives

Tout d'abord, notre étude pourrait être reproduite en employant des durées de traitement égales, et en associant des séances de counseling au bruit encoché. L'objectif serait alors différent; il s'agirait non plus d'évaluer l'efficacité intrinsèque du bruit encoché, mais plutôt de comparer, dans des conditions équivalentes, l'efficacité de cette thérapie sonore – bonifiée des effets positifs du counseling – au bruit blanc de la TRT. Des mesures répétées post thérapie sonore pourraient également être entreprises afin d'évaluer la persévérance des effets du bruit encoché.

De plus, des recherches pourront tenter d'élucider la portée exacte des effets du bruit encoché chez les sujets présentant une amélioration significative. Il s'agira de déterminer si cette thérapie sonore permet « uniquement » de minimiser les conséquences de l'acouphène, ou si elle permet plutôt d'en traiter la cause. Dans ce dernier cas, une modification de la fréquence et de l'intensité de l'acouphène serait à prévoir (Noreña, 2012). Une acouphéno-métrie en fin de prise en charge permettrait ainsi d'apporter de premiers éléments de réponse. Rappelons toutefois que les résultats de notre étude ne montrent pas de différence statistiquement significative de la modification de l'intensité entre les deux thérapies sonores.

Conclusion générale

Notre étude avait pour principal objectif d'évaluer l'efficacité du bruit encoché supposé diminuer l'activité neurale pathologique à la fréquence de l'acouphène en favorisant le mécanisme d'inhibition latérale. Pour ce faire, cette thérapie sonore a été comparée au bruit blanc, employé dans le cadre de la TRT, et relevant pour sa part du mécanisme de sortie du champ de conscience.

Nos résultats ont mis en évidence une différence significative lors de la première période entre le bruit encoché et le bruit blanc, en faveur de ce dernier. Globalement, le bruit encoché induit une diminution plus limitée de la gêne, de la sévérité de l'acouphène et de son intensité, et présente une proportion de succès thérapeutique significativement plus faible. Ces observations viennent supporter notre hypothèse initiale, à savoir une efficacité significativement différente entre le bruit encoché et le bruit blanc. Toutefois, l'efficacité des deux thérapies sonores chez les sujets en succès n'a pas montré de différence significative, mais fut constatée pour des échéances distinctes : 19 jours pour le bruit encoché contre 75 jours pour le bruit blanc.

Ensuite, chez ces sujets en succès, l'analyse des effets additionnels du bruit encoché lors de la seconde période ne montre pas de différence significative pour les modifications des trois mesures psychométriques.

Quant à l'ancienneté de l'acouphène, celle-ci a montré un effet statistiquement significatif pour la première période d'expérimentation chez les sujets ayant employé le bruit encoché, avec un acouphène plus ancien conduisant à une plus faible probabilité de succès thérapeutique.

Finalement, l'efficacité du bruit blanc intégré à la TRT généralement observée dans la littérature et à travers notre étude nous mène à supporter ce type de thérapie sonore en premier recours, et à envisager le bruit encoché en seconde intention, au vu de son efficacité à court terme constatée chez une proportion plus restreinte de patients.

Des études complémentaires évaluant cette thérapie sonore en intégrant des séances de counseling seraient toutefois nécessaires.

Bibliographie

- Ahlf, S., Tziridis, K., Korn, S., Strohmeyer, I., & Schulze, H. (2012). Predisposition for and prevention of subjective tinnitus development. *Plos One*, 7(10): e44519. doi: 10.1371/journal.pone.0044519
- Auerbach, B. D., Rodrigues, P. V., & Salvi, R. J. (2014). Central Gain Control in Tinnitus and Hyperacusis. *Frontiers in Neurology*, 5: 206. doi: 10.3389/fneur.2014.00206
- Baguley, D., McFerran, D., & Hall, D. (2013). Tinnitus. *The Lancet*, 382(9904), 1600-1607. doi: 10.1016/s01460-6736(13)60142-7
- Bao, S., Chan, V. T., Merzenich, M. M. (2001). Cortical remodelling induced by activity of ventral tegmental dopamine neurons. *Nature*, 412, 79-83. doi: 10.1038/35083586
- Catz, N., & Noreña, A. J. (2013). Enhanced representation of spectral contrasts in the primary auditory cortex. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 7: 21. doi: 10.3389/fnsys.2013.00021
- Chrol-Cannon, J., & Jin, Y. (2014). Computational modeling of neural plasticity for self-organization of neural networks. *BioSystems*, 125, 43-54. doi: 10.1016/j.biosystems.2014.04.003
- Davis, G. W. (2006). Homeostatic control of neural activity : from phenomenology to molecular design. *Annual Review of Neuroscience*, 29, 307323. doi: 10.1146/annurev.neuro.28.061604.135751
- Davis, P. B. (2005). Music and the acoustic desensitization protocol for tinnitus. In R. Tyler (Ed.), *Tinnitus Treatment : Clinical Protocols* (pp. 146-160). New York, NY: Thieme.
- Davis, P. B., Wilde, R. A., Steed, L. G., & Hanley, P. J. (2008) Treatment of tinnitus with a customized acoustic neural stimulus: A controlled clinical study. *Ear, Nose & Throat Journal*. 87(6), 330-399.
- Deng, L., Ding, D., Su, J., Manohar, S., & Salvi, R. (2013). Salicylate selectively kills cochlear spiral ganglion neurons by paradoxically up-regulating superoxide. *Neurotoxicity Research*, 24(3), 307-319. doi: 10.1007/s12640-013-9384-5
- Eggermont, J. J. (2015). The auditory cortex and tinnitus – a review of animal and human studies. *European Journal of Neuroscience*, 41(5), 665-676. doi: 10.1111/ejn.12759
- Eggermont, J. J., & Roberts, L. E. (2015). Tinnitus: Animal models and findings in humans. *Cell and Tissue Research*, 361(1), 311-336. doi: 10.1007/s00441-014-1992-8
- Eggermont, J. J., & Tass, P. A. (2015) Maladaptive neural synchrony in tinnitus: Origin and restoration. *Frontiers in Neurology*, 6: 29. doi: 10.3389/fneur.2015.00029
- Eggermont, J. J., & Zeng, F.-G. (2012). Historical reflections on current issues in tinnitus. In J. J. Eggermont, F.-G. Zeng, A. N. Popper & R. R. Fay (Eds.), *Springer Handbook of Auditory Research : Vol. 44 Tinnitus* (pp. 1-19). doi: 10.1007/978-1-4614-3728-4_1



- Finlayson, P. G., & Kaltenbach, J. A. (2009). Alterations in the spontaneous discharge patterns of single units in the dorsal cochlear nucleus following intense sound exposure. *Hearing Research*, 256(1-2), 104-117. doi: 10.1016/j.heares.2009.07.006
- Fioretti, A., Eibenstein, A., Fusetti, M. (2011). *New Trends in Tinnitus Management*. The Open Neurology Journal, 5, 12-17. doi: 10.2174/1874205X01105010012
- Folmer, R. L., Martin, W. H., & Shi, Y. (2004). Tinnitus: Questions to reveal the cause, answers to provide relief. *The Journal of Family Practice*, 53(7), 532-540.
- Furman, A. C., Kujawa, S. G., & Liberman M. C. (2013). Noise-induced cochlear neuropathy is selective for fibers with low spontaneous rates. *Journal of Neurophysiology*. 110(3), 577-586. doi: 10.1152/jn.00164.2013
- Gu, J. W., Herrmann, B. S., Levine, R. A., & Melcher, J. R. (2012). Brainstem auditory evoked potentials suggest a role for the ventral cochlear nucleus in tinnitus. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 13(6), 819833. doi: 10.1007/s10162-012-0344-1
- Hanley, P. J., & Davis, P. B. (2008). Treatment of tinnitus with a customized, dynamic acoustic neural stimulus: Underlying principles and clinical efficacy. *Trends in Amplification*, 12(3), 210-222. doi: 10.1177/1084713808319942
- Hauptmann, C., Ströbel, A., Williams, M., Patel, N., Wurzer, H., von Stackelberg, T., ... Tass, P. A. (2015). Acoustic coordinated reset neuromodulation in a real life patient population with chronic tonal tinnitus. *BioMed Research International*, 2015: 569052. doi: 10.1155/2015/569052
- Henry, J. A., Flick, C. L., Gilbert, A., Ellingson, R. M., Fausti, S. A. (2004). Comparison of manual and computer-automated procedures for tinnitus pitch matching. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(2), 121-138.
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Nagler, S. M., & Fausti, S. A. (2002). Comparison of tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(10), 559-581.
- Henry, J. A.; Looovis, C., Montero, M., Kaelin, C., Anselmi, K. A., Coombs, R., ... James, K. E., (2007). Randomized clinical trial: group counseling based on tinnitus retraining therapy. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44(1), 21-32. doi: 10.1682/jrdd.2006.02.0018
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Zaugg, T. L., Griest, S., Jastreboff, P. J., Vernon, J. A., ... Stewart, B. J. (2006). Outcomes of clinical trial: Tinnitus masking versus tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2), 104-132.
- Herraziz, C., Diges, I., Cobo, P., & Aparicio, J. M. (2009). Cortical reorganisation and tinnitus: principles of auditory discrimination training for tinnitus management. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 266(1), 9-16. doi: 10.1007/s00405-008-0757-y
- Hesse, G., Andres, R., Schaaf, H., & Laubert, A. (2008). DPOAE and lateral inhibition in chronic tinnitus. *HNO*, 56(7), 694-700. doi: 10.1007/s00106-008-1730-1
- Hoare, D. J., Searchfield, G. D., El Refaie, A., & Henry, J. A. (2014). Sound therapy for tinnitus management: Practicable options. *Journal of the American Academy of Audiology*, 25(1), 62-75. doi: 10.3766/jaaa.25.1.5
- Howard, R. M. (2015). A signal theoretic introduction to random processes. Hoboken, NJ : Wiley & sons.
- Jastreboff, P. J. (1990). Phantom auditory perception (tinnitus): Mechanisms of generation and perception. *Neuroscience Research*, 8(4), 221-254. doi: 10.1016/0168-0102(90)90031-9
- Jastreboff, P. J. (2007). Tinnitus retraining therapy. *Progress in Brain Research*, 166, 415-423. doi: 10.1016/S0079-6123(07)66040-3
- Jastreboff, P. J. (2015). 25 Years of tinnitus retraining therapy. *HNO*, 63(4), 307311. doi: 10.1007/s00106-014-2979-1
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2000). Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11(3), 162-177.
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2003). Tinnitus Retraining Therapy for patients with tinnitus and decreased sound tolerance. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 36(2), 321-336. doi: 10.1016/S0030-6665(02)00172-X
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2006). Tinnitus Retraining Therapy: A different view on tinnitus. *ORL*, 68(1), 23-30. doi: 10.1159/000090487
- Jastreboff, P. J., & Hazell, J. W. P. (2004). Tinnitus retraining therapy: Implementing the neurophysiological model. Cambridge: Cambridge University Press.
- Kalappa, B. I., Brozoski, T. J., Turner, J. G., & Caspary, D. M. (2014). Single unit hyperactivity and bursting in the auditory thalamus of awake rats directly correlates with behavioral evidence of tinnitus. *The Journal of Physiology*, 592(22), 5065-5078. doi: 10.1113/jphysiol.2014.278572
- Kaltenbach, J. A. (2006). The dorsal cochlear nucleus as a participant in the auditory, attentional and emotional components of tinnitus. *Hearing Research*, 216-217, 224-234. doi: 10.1016/j.heares.2006.01.002
- Kamke, M. R., Brown, M., & Irvine, D. R. F. (2003). Plasticity in the tonotopic organization of the medial geniculate body in adult cats following restricted unilateral cochlear lesions. *Journal of Comparative Neurology*, 459(4), 355-367. doi: 10.1002/cne.10586
- Karabanov, A., Ziemann, U., Masashi, H., George, M. S., Quartarone, A., Classen, J., ... Siebner, H. R. (2015). Consensus Paper : Probing homeostatic plasticity of human cortex with non-invasive transcranial brain stimulation. *Brain Stimulation*, 8(5), 993-1006. doi: 10.1016/j.brs.2015.01.404
- Kochkin, S., Tyler, R., & Born, J. (2011). MarkeTrak VIII: The prevalence of tinnitus in the United States and the self-reported efficacy of various treatments. *Hearing Review*, 18(12), 10-27.
- Kujawa, S. G., & Liberman, M. C. (2009). Adding insult to injury: cochlear nerve degeneration after «temporary» noise-induced hearing loss. *The Journal of neuroscience*, 29(45), 14077-14085. doi: 10.1523/jneurosci.2845-09.2009
- Langers, D. R. M., de Kleine E., van Dijk P. (2012). Tinnitus does not require macroscopic tonotopic map reorganization. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6:2. doi: 10.3389/fnsys.2012.00002
- Lopez-Poveda, E. A., & Barrios, P. (2013). Perception of stochastically undersampled sound waveforms: a model of auditory deaf-ferentation. *Frontiers in Neuroscience*, 7 : 124. doi: 10.3389/fnins.2013.00124
- Lugli, M., Romani, R., Ponzi, S., Bacciu, S., & Parmigiani, S. (2009). The windowed sound therapy : A new empirical approach for an effective personalized treatment of tinnitus. *International Tinnitus Journal*, 15(1), 51-61.
- Lurquin, P., & Coulon, E. (2015). Vers une acouphénométrie 2.0 ? Etude du niveau minimal de masque et de l'inhibition résiduelle chez le patient acouphénique au moyen de deux types de bruit : le bruit blanc et le bruit encoché (Travail de fin d'études). Institut Libre Marie Haps, Bruxelles.
- Lurquin, P., & Fuks, J. (2015). Evaluation de l'efficacité de la TRT au moyen de questionnaires : 1) le THI. *Les Cahiers de l'Audition*, 28(2), 38-42.
- Lurquin, P., Real, M., & Vannier, M. (2013). Du bon usage du bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 26, 36-39.
- Lurquin, P., Viudez, P., Esteve-Fraysse, M. J., & Thill, M. P. (2015). Le réglage des producteurs de bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 28(1), 62-65.
- Lurquin P., Kamysz G Traitement acoustique de l'acouphène - Partie 1 : Théorie et base scientifique des mécanismes de sortie du champ de conscience et d'inhibition latérale *Les Cahiers de l'Audition* 31 (5), 39-4



Lurquin P., Kamysz G. Veille acouphènes - Traitement acoustique de l'acouphène Partie 2 : Les différentes thérapies sonores Les Cahiers de l'Audition 31 (6), 38-4

Makary, C. A., Shin, J., Kujawa, S. G., Liberman, M. C., & Merchant, S. N. (2011). Age-related primary cochlear neuronal degeneration in human temporal bones. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 12(6), 711-717. doi: 10.1007/s10162-011-0283-2

Mann, Z. F., & Kelley, M. W. (2011). Development of tonotopy in the auditory periphery. *Hearing Research*, 276(2), 2-15. doi: 10.1016/j.heares.2011.01.011

McCombe, A., Baguley, D., Coles, R., McKenna, L., McKinney, C. & WindleTaylor, P. (2001). Guidelines for the grading of tinnitus severity: the results a working group commissioned by the British Association of Otolaryngologists, Head and Neck Surgeons, 1999. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*, 26(5), 388-393. doi: 10.1046/j.1365-2273.2001.00490.x

McKinney, C. J. (2000). Outcome measures. London tinnitus retraining therapy course, 87-90.

Mcmillan, G. P., Thielman, E. J., Wypych, K., Henry, J. A. (2014). A Bayesian perspective on tinnitus pitch matching. *Ear and Hearing*, 35(6), 687-694. doi: 10.1097/aud.0000000000000081

Møller, A.R. (2011). Epidemiology of Tinnitus in Adults. In A.R Møller, B.

Langguth, D. De Ridder & T. Kleinjung (Eds.), *Textbook of Tinnitus* (pp. 29-37).

New York: Springer. doi: 10.1007/978-1-60761-145-5_5

Moore, B. C. J., Huss, M., Vickers, D. A., Glasberg, B. R., & Alcantara J. I. (2000). A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea. *British Journal of Audiology*, 34(4), 205-224.

Mulders, W. H. A. M., & Robertson, D. (2009). Hyperactivity in the auditory midbrain after acoustic trauma: dependence on cochlear activity. *Neuroscience*,

164(2), 733-746 doi: 10.1016/j.neuroscience.2009.08.036 Mühlnickel, W., Elbert, T., Taub, E., & Flor, H. (1998). Reorganization of auditory cortex in tinnitus. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 95(17), 10340-10343. doi: 10.1073/pnas.95.17.10340

Newman, C. W., Jacobson, G. P., & Spitzer, J. B. (1996). Development of the Tinnitus Handicap Inventory. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 122(2), 143-148. doi: 10.1001/archotol.1996.01890140029007

Newman, C. W., & Sandridge, S. A. (2012). A Comparison of Benefit and Economic Value between Two Sound Therapy Tinnitus Management Options.

Journal of the American Academy of Audiology, 23(2), 126-138. doi: 10.3766/jaaa.23.2.7

Newman, C. W., Sandridge, S. A., & Jacobson, G. P. (1998). Psychometric adequacy of the Tinnitus Handicap Inventory (THI) for evaluating treatment outcome. *Journal of the American Academy of Audiology*, 9(2), 153-60.

Nondahl, D. M., Cruickshanks, K. J., Huang, G. H., Klein, B. E. K., Klein, R., Nieto, F. J., & Tweed, T. S. (2011). Tinnitus and its risk factors in the Beaver Dam offspring study. *International Journal of Audiology*, 50(5), 313-320.

doi: 10.3109/14992027.2010.551220

Nondahl, D. M., Cruickshanks, K. J., Huang, G. H., Klein, B. E. K., Klein, R., Nieto, F. J., & Tweed, T. S., & Zhan, W. (2012). Generational differences in the reporting of tinnitus. *Ear and Hearing*, 33(5), 640-644. doi: 10.1097/AUD.0b013e31825069e8

Noreña A. J. (2011). An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 35(5), 1089-109. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.11.003

Noreña, A. J. (2012). Stimulating the auditory system to treat tinnitus: From alleviating the symptoms to addressing the causes. In J. J. Eggermont, F. G. Zeng, A. N. Popper, & R. R. Fay (Eds.), *Tinnitus* (pp. 217-253). New York: Springer.

doi: 10.1007/978-1-4614-3728-4_10

Noreña, A. J. (2015). Revisiting the cochlear and central mechanisms of tinnitus and therapeutic approaches. *Audiology and Neurotology*, 20(1), 50-59. doi: 10.1159/000380749

Noreña A. J., & Eggermont, J. J. (2003). Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus. *Hearing Research*, 183(1-2), 137-153. doi: 10.1016/S0378-5955(03)00225-9

Noreña, A. J., & Eggermont, J. J. (2006). Enriched acoustic environment after noise trauma abolishes neural signs of tinnitus. *NeuroReport*, 17(6), 559-563.

Noreña, A. J., & Farley, B. J. (2013). Tinnitus-related neural activity: Theories of generation, propagation, and centralization. *Hearing Research*, 295, 161-171. doi: 10.1016/j.heares.2012.09.010

Okamoto, H., Stracke, H., Stoll, W., & Pantev, C. (2010). Listening to tailor-made notched music reduces tinnitus loudness and tinnitus-related auditory activity. *Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America*, 107(3), 1207-1210. doi: 10.1073/pnas.0911268107

Pantev, C., Okamoto, H. & Teismann, H. (2012). Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal tinnitus treatment. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6(50), 1-15. doi: 10.3389/fnsys.2012.00050

Pantev, C., Wollbrink, A., Roberts, L. E., Engelen, A., & Lütkenhöner, B. (1999). Short-term plasticity of the human auditory cortex. *Brain Research*, 842(1), 192-199. doi: 10.1016/S0006-8993(99)01835-1

Pienkowski, M., & Eggermont, J. J. (2011). Cortical tonotopic map plasticity and behavior. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(10), 2117-2128. doi: 10.1016/j.neubiorev.2011.02.002

Polley, D. B., Steinberg, E. E., & Merzenich, M. M. (2006). Perceptual learning directs auditory cortical map reorganization through top-down influences. *The Journal of Neuroscience*, 26(18), 4970-4982. doi: 10.1523/jneurosci.3771-05.2006

Popovich, O., Yanchuk, S., & Tass, P. A. (2013). Self-organized noise resistance of oscillatory neural networks with spike timing-dependent plasticity.

Scientific Reports, 3: 2926. doi: 10.1038/srep02926

Rauschecker, J. P., Leaver, A. M., & Mühlau, M. (2010). Tuning out the noise:

Limbic-auditory interactions in tinnitus. *Neuron*, 66, 819-826.

doi: 10.1016/j.neuron.2010.04.032

Recanzone, G. H., Schreiner, C. E., & Merzenich, M. M. (1993). Plasticity in the frequency representation of primary auditory cortex following discrimination training in adult owl monkeys. *The Journal of Neuroscience*, 13(1), 87-103.

Roberts, L. E., Eggermont, J. J., Caspary, D. M., Shore, S. E., Melcher, J. R., Kaltenbach, J. A. (2010). Ringing ears: The neuroscience of tinnitus. *The Journal of Neuroscience*, 30(45), 14972-14979. doi: 10.1523/jneurosci.4028-10.2010

Saunders, J. C. (2007). The role of central nervous system plasticity in tinnitus.

Journal of Communication Disorders, 40(4), 313-334. doi: 10.1016/j.jcomdis.2007.03.006

Schaette, R. (2013). Computational modeling of tinnitus development.

Proceedings of Meetings on Acoustics, 19, 050183. doi: 10.1121/1.4799582

Schaette, R., & Kempster, R. (2006). Development of tinnitus-related neuronal hyperactivity through homeostatic plasticity after hearing loss: A computational model. *European Journal of Neuroscience*, 23(11), 3124-3138. doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.04774.x

Schaette, R., & Kempster, R. (2009). Predicting tinnitus pitch from patients' audiograms with a computational model for the development of neuronal hyperactivity. *Journal of Neurophysiology*, 101(6), 3042-3052. doi: 10.1152/jn.91256.2008

Schaette, R., Kempster, R. (2012). Computational models of neurophysiological correlates of tinnitus. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6, 34. doi: 10.3389/fnsys.2012.00034

Schaette, R., König, O., Hornig, D., Gross, M., & Kempster, R. (2010). Acoustic stimulation treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the stimulated frequency range. *Hearing Research*, 269(1-2), 95101. doi: 10.1016/j.heares.2010.06.022



- Schaette, R., & McAlpine, D. (2011). Tinnitus with normal audiogram : Physiological evidence for hidden hearing loss and computational model. *The Journal of Neuroscience*, 31(38), 13452-13457. doi: 10.1523/jneurosci.2156-11.2011
- Schaette, R., Turtle, C. & Munro, K. J. (2012). Reversible induction of phantom auditory sensations through simulated unilateral hearing loss. *Plos One*, 7(6): e35238. doi: 10.1371/journal.pone.0035238
- Schecklmann, M., Landgrebe, M., Poepl, T. B., Kreuzer, P., Männer, P., Marienhagen, J., ... Langguth, B. (2013). Neural correlates of tinnitus duration and distress: A positron emission tomography study. *Human Brain Mapping*, 34(1), 233-240. doi: 10.1002/hbm.21426
- Seki, S., & Eggermont, J. J. (2002). Changes in cat primary auditory cortex after minor-to-moderate pure-tone induced hearing loss. *Hearing Research*, 173(1), 172-186. doi: 10.1016/s0378-5955(02)00518-x
- Silchenko, A. N., Adamchic, I., Hauptmann, C., Tass, P. A. (2013). Impact of acoustic coordinated reset neuromodulation on effective connectivity in a neural network of phantom sound. *NeuroImage*, 77,133-147. doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.03.013
- Stein, A., Engell, A., Junghoefer, M., Wunderlich, R., Lau, P., Wollbrink, A., Rudack, C., & Pantev, C. (2015). Inhibition-induced plasticity in tinnitus patients after repetitive exposure to Tailor-Made Notched Music. *Clinical Neurophysiology*, 126(5), 1007-1015. doi: 10.1016/j.clinph.2014.08.017
- Stein, A., Engell, A., Lau, P., Wunderlich, R., Junghoefer, M., Wollbrink, A., ... Pantev, C. (2015). Enhancing inhibition-induced plasticity in tinnitus - Spectral energy contrasts in Tailor-Made Notched Music matter. *PLoS One* 10(5): e0126494. doi: 10.1371/journal.pone.0126494
- Stein, A., Engell, A., Okamoto, H., Wollbrink, A., Lau, P., Wunderlich, R., ... Pantev, C. (2013) Modulatory effects of spectral energy contrasts on lateral inhibition in the human auditory cortex: An MEG study. *PLoS ONE* 8(12): e80899. doi: 10.1371/journal.pone.0080899
- Strauss, D. J., Corona-Strauss, F. I., Seidler, H., Haab, L., & Hannemann, R. (2015). Notched environmental sounds: A new hearing aid supported tinnitus treatment evaluated in 20 Patients. *Clinical Otolaryngology*, 41(1). doi: 10.1111/coa.12575
- Tass, P. A., Adamchic, I., Freund, H.-J., von Stackelberg, T., & Hauptmann, C. (2012). Counteracting tinnitus by acoustic coordinated reset neuromodulation. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 30(2), 137-159. doi: 10.3233/RNN-2012-110218
- Tass, P. A., & Popovych, O. (2012). Unlearning tinnitus-related cerebral synchrony with acoustic coordinated reset stimulation: Theoretical concept and modeling. *Biological Cybernetics*, 106(1), 27-36. doi: 10.1007/s00422-012-0479-5
- Teismann, H., Okamoto, H., & Pantev, C. (2011). Short and intense TailorMade Notched Music Training against tinnitus: The tinnitus frequency matters. *PLoS One*, 6(9): e24685. doi: 10.1371/journal.pone.0024685
- Thai-Van, H., Michey, C., Noreña, A., & Collet, L. (2002). Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing loss slope in subjects with cochlear damage. *Brain*, 125, 524-537. doi: 10.1093/brain/125.3.524
- Thong, J. F., Wong, M. C., Junaidah, & S. Chan, Y. M. (2011). Habituation following Tinnitus Retraining Therapy in tinnitus sufferers. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 145(2), 94. doi: 10.1177/0194599811416318a168
- Turrigiano, G. G. (2008). The self-tuning neuron: Synaptic scaling of excitatory synapses. *Cell*, 135(3), 422-435. doi: 10.1016/j.cell.2008.10.008
- Turrigiano, G. G., & Nelson, S. B. (2004). Homeostatic plasticity in the developing nervous system. *Nature Reviews Neuroscience*, 5, 97-107. doi: 10.1038/nrn1327
- Vanneste, S., & De Ridder, D. (2015). Deafferentation-based pathophysiological differences in phantom sound: Tinnitus with and without hearing loss. *NeuroImage*, 129, 80-94. doi: 10.1016/j.neuroimage.2015.12.002
- Vernon, J. (1977). Attempts to relieve tinnitus. *Journal of the American Audiology Society*, 2(4), 124-131.
- Vogler, D. P., Robertson, D., & Mulders, W. H. (2011). Hyperactivity in the ventral cochlear nucleus after cochlear trauma. *The Journal of Neuroscience*, 31(18), 6639-6645. doi: 10.1523/jneurosci.6538-10.2011.
- Wang, F., Zuo, L., Hong, B., Han, D., Range, E. M., Zhao, L., Sui, Y., Gui, W., & Liu, L. (2013). Tonotopic reorganization and spontaneous firing in inferior colliculus during both short and long recovery periods after noise overexposure. *Journal of Biomedical Science*, 20(1), 91. doi: 10.1186/1423-0127-20-91
- Weisz, N., Hartmann, T., Dohrmann, K., Schlee, W., & Noreña, A. (2006). High-frequency tinnitus without hearing loss does not mean absence of deafferentation. *Hearing Research*, 222(1-2), 108-114. doi: 10.1016/j.heares.2006.09.003
- Wienbruch, C., Paul, I., Weisz, N., Elbert, T., & Roberts, L. E. (2006). Frequency organization of the 40-Hz auditory steady-state response in normal hearing and in tinnitus. *NeuroImage*, 33(1), 180-194. doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.06.023
- Williams, M., Hauptmann, C., & Patel, N. (2015). Acoustic CR neuromodulation therapy for subjective tonal tinnitus: A review of clinical outcomes in an independent audiology practice setting. *Frontiers in Neurology*, 6:54. doi: 10.3389/fneur.2015.00054
- Wunderlich, R., Lau, P., Stein, A., Engell, A., Wollbrink, A., Rudack, C., & Pantev, C. (2015). Impact of spectral notch width on neurophysiological plasticity and clinical effectiveness of the Tailor-Made Notched Music Training. *Plos One*, 10(9):e0138595. doi : 10.1371/journal.pone.0138595
- Yang, S., Su, W., & Bao, S. (2012). Long-term, but not transient, threshold shifts alter the morphology and increase the excitability of cortical pyramidal neurons. *Journal of Neurophysiology*, 108(6), 1567-1574. doi: 10.1152/jn.00371.2012
- Yu, L. M., & Goda, Y. (2009). Dendritic signaling and homeostatic adaptation. *Current Opinion in Neurobiology*, 19(3), 327-335. doi: 10.1016/j.conb.2009.07.002
- Zatorre, R. (2005) Music, the food of neuroscience? *Nature*, 434, 312-315. doi: 10.1038/434312a
- Zheng, W. (2012). Auditory map reorganization and pitch discrimination in adult rats chronically exposed to low-level ambient noise. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6: 65. doi: 10.3389/fnsys.2012.00065
- Zirke, N., Seydel, C., Arsoy, D., Klapp, B., Haupt, H., Szczepek, A., ... Mazurek, B. (2013). Analysis of mental disorders in tinnitus patients performed with Composite International Diagnostic Interview. *Quality of Life Research*, 22(8), 2095-2104. doi: 10.1007/s11136-012-0338-9



Télégraphe entre l'Europe et l'Asie



Cabines téléphoniques



Connectivité 2,4 GHz



Technologie Made for iPhone™



150

GN Making Life Sound Better FOR 150 YEARS



2019

LA SOLUTION RECHARGEABLE
LA PLUS AVANCÉE
DU MARCHÉ

Février 2019. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. Apple, le logo Apple, iPhone, iPad and iPod touch sont des marques d'Apple Inc., déposées aux USA et dans d'autres pays. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915.



ReSound GN

150 ans d'existence

Le groupe GN au cours de ses 150 ans d'existence peut se targuer d'être à l'origine des plus grandes innovations audiologiques. Revenons sur l'une des technologies clefs de la qualité d'une aide auditive, utilisée aujourd'hui par la plupart des appareils de pointe du marché : la compression WDRC.

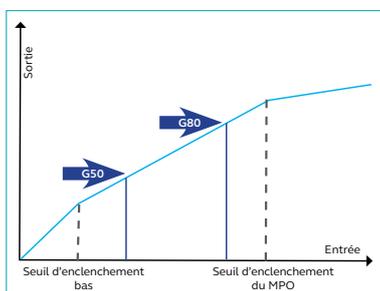


Figure 1 : Exemple de compression WDRC avec deux seuils d'enclenchement (kneepoint)

Dans les années 1980, GN a été le premier fabricant à intégrer une compression dynamique en intensité

L'objectif de l'époque, que nous poursuivons encore aujourd'hui, était de délivrer la sonorité la plus naturelle possible en nous servant du biomimétisme, grâce aux travaux fondateurs de Villchur (1973).

Nous pouvons décrire deux types de compression en intensité. La première, statique, mise en place avant les années 80, et la seconde dynamique, dont nous sommes les pionniers avec les systèmes WDRC (Wide Dynamic Range Compression). Cette deuxième compression doit répondre aux problèmes de recrutement de sonie en ajustant le gain de l'aide auditive. Ainsi, si le niveau d'entrée augmente, alors le gain prescrit diminue (figure 1). Initialement cette compression dynamique était effective sur deux niveaux d'entrée car les sons forts étaient toujours gérés par un écrêtage ou peak clipping. Désormais nous agissons sur une multitude de seuils d'enclenchement et vous avez accès à l'expansion, aux réglages de gain sur 3 niveaux d'entrée et au MPO.



Une compression dans le temps

Lorsque nous intégrons la notion de compression dynamique il faut aussi intégrer une dimension temporelle. C'est ce que nous appelons les temps d'attaque et de retour. Ces composantes temporelles sont aussi personnalisables dans le logiciel de réglage. Nous évoquons souvent les termes de « normale », « longue » ou « syllabique ».

Après avoir ajusté la compression en intensité pour répondre aux difficultés de recrutement, les composantes temporelles nous permettent d'optimiser le rapport signal sur bruit et finalement la compréhension dans le bruit.

Au-delà du réducteur de bruit, le temps de retour, en fonction du type de signal (bruit, musique, parole, etc.), permet de maintenir ou d'améliorer le rapport signal sur bruit (figure 2).

En observant la figure 2, nous constatons que le temps de retour (TR) a un impact non négligeable sur le niveau de sortie de la partie bleue. En fonction de la situation, cet aspect temporel améliore le rapport signal sur bruit.

Une compression binaurale pour l'effet pavillonnaire

Aujourd'hui la compression dynamique en intensité joue un rôle dans le recrutement de sonie, le confort et la compréhension. Ce dernier point est une nouvelle fois amélioré avec ReSound LiNX Quattro / Beltone Amaze et une compression binaurale (analyse entre les deux aides auditives).

La communication binaurale des aides auditives permet de recréer l'effet

pavillonnaire (ReSound LiNX 3D) et l'ombre acoustique (encore améliorée avec ReSound LiNX Quattro et Beltone Amaze).



Références

Villchur E. Signal processing to improve speech intelligibility in perceptible deafness. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1973; 53: 1646-1657. Growth J. Greater Fitting Flexibility with Three Input Levels in Aventa. *White Paper (GN 2005)*. Lemasson J.-B. Introduction à la compression en intensité – *AudiInfo 205, 206 et 208* : « les feuillets techniques ». Venema T. H. *Compression for Clinicians*, 1998, Book, Singular Publishing Group, Inc, ISBN 1 – 5659 – 973 - 5

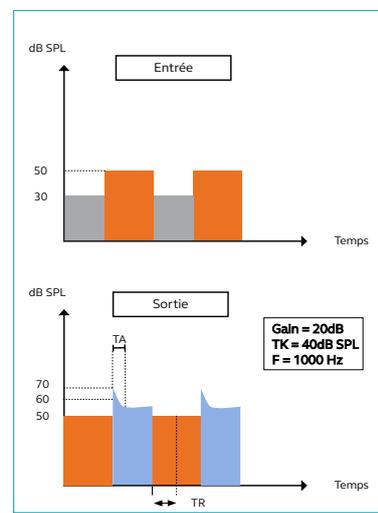


Figure 2 : Illustration des aspects temporels de la compression dynamique en intensité

PHONAK life is on

■ La téléaudiologie pourrait-elle être la solution pour les adolescents ?



Un projet mené au Royaume-Uni a exploré le potentiel de l'utilisation de la téléaudiologie avec des adolescents pour renforcer leur implication. Pour Phonak, ce service s'appelle Remote Support. Il est accessible dans l'application myPhonak. Vingt adolescents âgés de 11 à 19 ans, présentant une perte auditive bilatérale légère à sévère, ont participé. Ces participants avaient tous manqué fréquemment ou à plusieurs reprises des consultations d'audiologie dans un grand service pédiatrique du système national de santé (NHS) en Angleterre. Les participants ont bénéficié de deux sessions d'audiologie à distance. Les réactions étaient très positives. Les étudiants et les audioprothésistes ont alors estimé qu'il était possible d'intégrer le réglage à distance dans la prestation de service de routine. Les résultats de l'étude indiquent que le réglage à distance est avantageux pour les adolescents et pourrait accroître leur engagement aux services d'audiologie.

Introduction

Des difficultés liées à l'observance des traitements prescrits ou recommandés pendant l'adolescence ont été révélées pour un large éventail de conditions. Des problèmes liés aux avantages immédiats d'une intervention et du besoin de contrôle ont été signalés comme étant des facteurs importants (Taddeo et al. 2008). En audiologie, il est également reconnu que plus les adolescents développent leur identité et acquièrent leur autonomie, plus

ils deviennent souvent réticents à porter leur technologie auditive et peuvent se désengager des services d'audiologie. Les principaux thèmes pour ce détachement et cette non-observance sont : un manque de confiance en soi, un sentiment d'isolement et une anxiété sociale liée à l'aspect esthétique (Elkayam et English, 2003).

La télésanté consiste à utiliser des moyens de télécommunications pour dispenser des soins de santé en dehors des établissements traditionnels, afin de compenser la distance et les obstacles pouvant empêcher de bénéficier de soins de santé (Darkins et Cary, 2000 ; OMS, 2018). La technologie occupe une place importante dans la vie quotidienne des adolescents. En effet, entre 14 et 15 ans, les adolescents se sentent plus en confiance lorsqu'ils utilisent des appareils numériques (Ofcom, 2014). Les adolescents utilisent régulièrement et en toute confiance la technologie pour l'apprentissage, les réseaux sociaux et les communications personnelles. Puisque les adolescents sont plus motivés et impliqués dans l'utilisation de la technologie, l'accès aux services via la télésanté peut tirer profit de cet intérêt et de leur besoin d'accroître leur sentiment de contrôle. Par conséquent, ce type de prestation de services pourrait motiver les adolescents désengagés et favoriser leur implication dans les soins audiolinguistiques.

Un projet en 3 phases, mené au Royaume-Uni pendant 46 mois, a examiné les difficultés et les avantages liés à l'utilisation du réglage à distance chez les adolescents utilisateurs d'aides auditives. Le projet faisait partie d'un programme d'amélioration de la qualité des services dans le milieu hospitalier. La phase 1 du projet, menée sur plusieurs sites, a examiné les attitudes envers le réglage à distance d'adolescents utilisateurs d'aides auditives impliqués dans leur prise en charge, de leurs parents, d'enseignants d'élèves sourds et d'audioprothésistes s'intéressant au réglage à distance. La phase 2 a utilisé une approche d'étude de cas réalisée auprès d'un seul grand hôpital NHS, en mettant l'accent sur le potentiel du réglage à distance en tant qu'outil de motivation pour réimpliquer

des adolescents qui avaient arrêté ou souvent manqué les rendez-vous en audiologie clinique. La phase 3 a examiné l'impact à moyen et à long terme de l'utilisation du réglage à distance chez 11 adolescents de la phase 2. Cet article portera principalement sur la phase 2 de l'étude.

Méthodologie

Participants

Tous les participants avaient au moins deux rendez-vous en audiologie « manqués » ou annulés et leurs familles n'avaient pas répondu aux tentatives de communication de l'hôpital. Les participants venaient d'un grand service pédiatrique du NHS couvrant une circonscription culturellement diversifiée au Royaume-Uni. Vingt adolescents, âgés de 11 à 19 ans et présentant une perte auditive légère à sévère, ont participé.

Procédure

Les informations ont été recueillies grâce à des questionnaires références de pré-session auprès des participants, des parents et des enseignants d'élèves sourds. Les questionnaires ont examiné les problèmes tels que les attitudes et la familiarité face à la technologie mobile, les sentiments concernant la perte auditive, les attitudes à l'égard de l'amplification et de son utilisation et le soutien/contact des enseignants d'élèves sourds. Des informations supplémentaires sur les expériences des participants en matière d'amplification et de services ont été recueillies auprès de leurs notes de cas cliniques et des rapports des prestataires de services.

Les participants ont bénéficié de deux sessions à distance animées par quatre audioprothésistes. Les audioprothésistes et les participants ont programmé leurs rendez-vous de réglage à distance par téléphone, SMS ou e-mail, la deuxième session de réglage à distance étant généralement programmée un mois après la première. Les sessions comprenaient les soins continus tels que la gestion des fonctionnalités, l'adaptation fine, la vérification des modifications apportées



aux programmes ou des mises à jour, la définition des objectifs pour l'utilisation d'aides auditives, les instructions et la vérification du datalogging. Les aides auditives ont été connectées au logiciel Phonak Target Version 3.3 via des iCubes et des tablettes, qui ont été distribuées aux adolescents. Les lieux pour les sessions des adolescents ont été laissés à leur discrétion, cependant un accès Internet Wi-Fi stable a été requis.

Les données après la session de réglage à distance ont également été recueillies à l'aide de formulaires d'évaluation, de transcriptions de texte et de communications automatisées. Les cliniciens et les participants ont également enregistré leur évaluation immédiate des performances et de l'efficacité de la session dans un court formulaire après chaque session à distance.

Résultats

Retours des questionnaires références de pré-session

Les participants ont tous été équipés d'aides auditives Phonak Sky, Spice ou Nathos, mais n'ont pas fait contrôler leur audition ni vérifier l'acoustique de leurs aides auditives avant leur implication dans le projet, en raison de leur absence aux rendez-vous. L'utilisation des aides auditives a été variable pour chaque participant, de même que le placement éducatif et le soutien que chacun d'entre eux a reçu de leur enseignant. Les domiciles ou les écoles des participants se situaient entre 3 et 40 kilomètres de la clinique, et la durée estimée du trajet allait de moins d'une heure à deux heures.

La collecte des données sur les premières expériences des participants a montré des similitudes, notamment :

- des familles ayant vécu des expériences incohérentes et compliquées avec les services d'audiologie (y compris de longues périodes d'évaluation, un diagnostic tardif ou incertain et de multiples contributions professionnelles parfois mal coordonnées) ;
- des étudiants ayant des antécédents de changement de services d'audiologie, d'écoles ou de pays ;
- des signes de désengagement apparus vers l'âge de 9 et 10 ans et devenus plus significatifs à mesure que les enfants passaient au collège, coïncidant avec une modification ou une réduction du soutien apporté par l'enseignant ;

	Pas d'accord (%)	Ni d'accord, ni pas d'accord (%)	D'accord (%)	Tout à fait d'accord (%)
Je me suis senti à l'aise avec l'équipement utilisé	0	4	43	53
J'ai pu entendre clairement mon audioprothésiste	7	18	39	36
Il y a eu suffisamment d'assistance technique pour mon rendez-vous avec l'audioprothésiste	0	7	54	39
Ma relation avec l'audioprothésiste a été la même dans cette session que lorsque je suis à la clinique	0	21	43	36
J'ai pu parler facilement avec mon audioprothésiste	0	14	43	43
La session a répondu à mes besoins	0	4	57	39
J'ai bien été pris en charge pendant ma session	0	11	46	43
Mon audioprothésiste a pu comprendre tous les problèmes et difficultés que j'ai pu rencontrer	7	11	29	53
Je me suis senti détendu pendant la session	7	4	36	53
Je recommanderais ce type de session à d'autres jeunes	0	7	21	72
Je préférerais avoir mon rendez-vous d'audiologie de cette manière plutôt que d'aller à la clinique pour voir mon audioprothésiste	7	4	7	82
J'aime le dispositif (tablette) qu'il m'a été demandé d'utiliser lors de la session d'aujourd'hui	0	0	71	29
Je pourrais facilement utiliser le dispositif (tablette) utilisé lors de la session d'aujourd'hui	0	0	32	68

Figure 1. Réponses des participants à chaque déclaration à partir des formulaires d'évaluation.

- des casses fréquentes et des pertes d'aides auditives, avec des plaintes concernant les appareils.

Les participants adolescents ont été invités à compléter la phrase suivante : « Quand je porte mes aides auditives, je me sens... » Onze adolescents ont répondu positivement, seulement quatre ont exprimé des préoccupations et les cinq restants ont donné des réponses neutres. Sept adolescents ont commenté qu'ils n'aimaient pas leurs aides auditives, mais qu'ils comprenaient qu'elles les aidaient. Trois étudiants ont indiqué qu'ils aimait beaucoup leurs aides auditives. Neuf étudiants se sont sentis « satisfaits » de leurs aides auditives, et un étudiant a déclaré qu'il bénéficiait d'un « petit » avantage lorsqu'il utilisait ses aides auditives.

Retours des étudiants sur les sessions à distance

La durée des sessions à distance variait de 7,5 à 90 minutes, avec une durée moyenne d'environ 40 minutes. Un étudiant n'a pas poursuivi sa session après une défaillance technique liée à une connexion Internet fréquemment interrompue au cours de la première session de réglage à distance. Deux étudiants, ayant également rencontré des difficultés techniques, ont continué à contrecœur la session, mais ils n'ont pas accepté de deuxième session. Ces étudiants ont accepté que leurs données soient utilisées dans le projet. Un étudiant a demandé une troisième session pour suivre les ajustements apportés à l'aide auditive lors de la session précédente.

Au total, trente-sept sessions ont été complétées et dix-neuf étudiants sur vingt ont fait part de leurs réactions.

Les réactions des étudiants au sujet de la session ont été extrêmement positives (Figure 1). Les étudiants ont déclaré qu'ils se sont sentis détendus pendant leurs sessions et qu'ils ont été bien pris en charge par leur audioprothésiste. Les étudiants et les audioprothésistes ont noté que la communication en général semblait plus détendue et plus conviviale que lors des rendez-vous traditionnels en clinique. Dix-sept des vingt étudiants ont rendu des formulaires, et les trois autres étudiants ont fait part de leurs commentaires à l'oral. Au total, vingt-sept formulaires ont été rendus, dont certains avec des commentaires sur les deux sessions.

Réactions des audioprothésistes sur les sessions à distance

Trente-six formulaires d'évaluation ont été rendus par les cliniciens. Les résultats de l'étude montrent que les adolescents précédemment désengagés avec des services d'audiologie en clinique ont réagi favorablement aux sessions à distance. Les participants adolescents et les cliniciens ont majoritairement répondu de manière favorable aux sessions à distance. Il est également prometteur que les adolescents aient accepté l'invitation à participer à l'étude malgré des antécédents de rendez-vous manqués.

Ce projet souligne la nécessité d'un équilibre entre le réglage à distance et les rendez-vous en face à face. Les avantages

à moyen et à long terme de l'étude ont montré une autonomie, une appropriation et une proactivité accrues des adolescents au cours de la période de l'étude.

Considérations relatives à la mise en œuvre du réglage à distance

Une connectivité stable et fiable a été jugée absolument essentielle pour l'implication des adolescents dans le réglage à distance. Si la connectivité était perdue au milieu du rendez-vous et ne pouvait pas être restaurée, les modifications avaient été perdues. Mais plus important encore, les adolescents ont déclaré se sentir « déçus » par la session, ce qui a entraîné une réduction des résultats. Un autre facteur qui a influencé l'efficacité de la session était la maîtrise de la langue par l'adolescent. Ce facteur suggère que le succès du réglage à distance dépend des compétences linguistiques et du degré d'alphabétisation de l'adolescent. Il était intéressant de noter que la durée des sessions était en corrélation avec les résultats, les interactions plus longues ont produit des résultats plus positifs lorsque les cliniciens concordaient leur communication en termes de vocabulaire et de structure.

Les audioprothésistes ont déclaré qu'il pouvait être difficile de trouver un ton adapté et ne souhaitaient pas que certaines déclarations écrites paraissent brusques auprès de l'adolescent. En fournissant une formation en communication appropriée aux audioprothésistes qui animent les sessions, ces problèmes pourraient être traités efficacement.

Si le réglage à distance devait être utilisé dans la prestation de services de routine, les patients adolescents devront prendre conscience de l'implication nécessaire pour le bon déroulement de la session et de l'importance de la ponctualité. L'étude a montré que les adolescents présentant des antécédents plus courts de non-engagement de leur service d'audiologie étaient plus faciles à impliquer que ceux qui avaient passé plus de temps sans consulter un audioprothésiste, soulignant l'importance d'une intervention précoce.

Les audioprothésistes ont généralement estimé que, dans l'ensemble, les relations avec les adolescents étaient positivement affectées et qu'il était possible d'établir de bonnes relations avec les étudiants, même sans les avoir rencontrés personnellement à la clinique avant la session à distance. Les participants adolescents ont démontré leur volonté et leur capacité à établir un contact et à être proactifs dans la communication avec une indépendance accrue. Les audioprothésistes se sentaient optimistes quant à la possibilité d'intégrer efficacement la téléaudiologie dans la prestation de services de routine.

Cette étude a révélé que la fonction Remote Support intégrée aux aides auditives Phonak Audéo™ Marvel et dans l'application myPhonak pourrait apporter une valeur ajoutée aux adolescents et les inciter à s'impliquer davantage dans leur santé auditive.

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

-Phonak Field Study News | La téléaudiologie pourrait-elle être la solution pour les adolescents ?

signia

Life sounds brilliant.

Optimisez la compréhension de la parole, en réduisant l'aération des appareillages Open, avec l'OVP™ de Signia

L'appareillage Open est aujourd'hui une méthode d'adaptation bien acceptée et habituelle des audioprothésistes. On estime que 50% des appareillages sont actuellement réalisés en Open. Cette adaptation s'explique notamment par les bénéfices pour le patient (confort, acceptation rapide, sonorité naturelle...) - voir l'article de Mueller et Al en 2006¹ -, mais aussi par les avancées technologiques importantes permettant de réaliser ces adaptations encore plus facilement (anti-Larsen plus performant, adaptation à l'aide de dômes, tubes fins...).

Mais, cela ne se fait pas sans compromis. Le premier, et le plus évident, concerne la capacité de l'appareillage à amplifier convenablement, selon la perte du patient, les fréquences les plus graves. Il est parfois nécessaire de suramplifier cette zone fréquentielle pour parvenir à redonner au patient un gain en adéquation avec sa perte. Cette suramplification se traduit par une consommation en hausse, un bruit de fond supplémentaire et de possibles distorsions pouvant détériorer la qualité du son perçu par le patient. L'écoute de signaux streamés (Bluetooth® par exemple) est encore plus problématique en termes de qualité sonore perçue en adaptation Open à cause de cette difficulté à restaurer les fréquences les plus basses, associée à l'absence possible de signal externe audible naturellement... Le second compromis concerne le traitement de signal des aides auditives, en particulier les débruiteurs et microphones directionnels. En ce qui concerne les débruiteurs, le bruit masquant, gênant pour le patient, provient principalement des basses fréquences. Mais en appareillage Open, le gain dans les basses fréquences est faible donc le débruiteur ne peut guère le réduire plus ; et le bruit extérieur entre naturellement, sans réduction, dans le conduit auditif du patient. L'efficacité de ces traitements adaptatifs est donc nettement moindre en appareillage Open que lors d'appareillages plus fermés (voir figure 1).

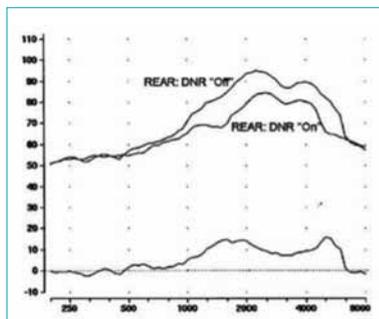


Figure n°1 : mesure du niveau de sortie (REAR : real ear aided reponse) avec et sans débruiteur (DNR) pour un bruit de parole à 65 dB en adaptation Open. La courbe du bas, différence entre DNR Off et DNR On, représente l'efficacité du débruiteur.

On constate que pour une adaptation Open, en dessous de 1 Khz, les débruiteurs sont inefficaces.

En adaptation fermée, l'efficacité de la réduction de bruit est identique sur toutes les fréquences. Adapté de Mueller & Ricketts². Le même constat peut être fait pour les microphones directionnels des appareils. Leur efficacité est optimale en appareillage fermé. Ricketts et Al³, sur une étude récente, ont démontré que sur 14 aides auditives différentes testées en Open, l'index de directivité moyen était de 2 dB comparé aux 4 dB avec ces mêmes appareils adaptés en fermé. De même, Valente et Mispagel ont observé dans une autre étude⁴ un rapport signal sur bruit (RSB) double en adaptation fermée par rapport à une adaptation Open : ≥ 4 dB versus 2 dB.

Les avantages de l'adaptation Open, comme la sonorité naturelle de la propre voix, se font donc au détriment des performances des appareils en milieu bruyant. Est-il possible de combiner les deux ?

Eh bien oui, c'est aujourd'hui possible ! Récemment, Signia a développé un algorithme appelé OVP (Own Voice Processing) capable de détecter automatiquement la voix du patient et de réduire instantanément le gain de l'appareil dès qu'elle est détectée, afin de conserver une sonorité naturelle pour le patient⁵. Les études cliniques menées sur ce système (exemple : [6]) ont toutes montré une amélioration significative de la satisfaction et de la perception naturelle de la voix lorsque ce système est activé.

Le bénéficiaire patient de l'OVP a été le mieux illustré par les résultats de la comparaison réalisée entre un appareillage fermé avec OVP et l'appareillage en Open avec 2 produits concurrents. La satisfaction des patients concernant la perception de leur propre voix a été de 84% pour les appareils Signia avec OVP, et de 58% et 37% pour les appareils concurrents.

Ces études démontrent que si le système OVP est activé, et ce dans la plupart des cas, il n'y a pas de bénéficiaire patient à adapter en Open. Dans ce cas, pouvons-nous améliorer la compréhension de parole avec une adaptation fermée ? L'étude suivante évalue cette possible amélioration.

Etude Clinique

Participants

20 personnes ayant une perte auditive bilatérale (10 hommes et 10 femmes âgés en moyenne de 74 ans). Toutes ayant une perte symétrique de type presbycusis avec un audiogramme moyen de 24 dB à 500 Hz et 66 dB à 4000 Hz.

Protocole

Tous les participants ont été appareillés bilatéralement avec des Pure 7Nx avec un pré réglage Nx fit en niveau expérimenté. Les paramètres adaptatifs sont laissés par "défaut" après le pré réglage. Les tests ont été effectués pour 4 adaptations différentes des appareils.

- 1.) Dômes ouverts
- 2.) Dômes manchon ouverts
- 3.) Dômes manchon fermés
- 4.) Embouts sur mesure fermés

Les listes de phrases utilisées sont les listes OLSA (Oldenburger Satztest). Elles sont structurées comme suit : sujet, verbe, nombre, objet, adjectif (ex : Michel achète 3 roses rouges). Le signal de bruit est un bruit de paroles mélangées (OLSA multitalker babble), présenté sans corrélation sur 7 haut-parleurs tout autour du sujet. Les tests ont été réalisés dans une cabine standard d'audiométrie équipée de 8 enceintes disposées tout autour du sujet à intervalles réguliers de 45°. Le sujet est placé à 1m50 face à l'enceinte qui diffuse le signal de parole, le signal de bruit étant présenté sur les autres enceintes. Le bruit est calibré pour

atteindre 65 dB à la position du sujet lorsque toutes les enceintes diffusent leur signal. Le niveau de bruit reste constant tout au long des tests.

Avant chaque test de reconnaissance et pour les 4 adaptations, une mesure de l'oreille occluse (REOR) est réalisée (65 dB ISTS), pour chaque oreille, afin de s'assurer de la cohérence avec l'adaptation choisie. Les résultats de ces mesures sont visibles sur la figure n°2. Enfin, pour chacune des 4 adaptations le RSB à 50% est mesuré (l'ordre des adaptations choisi aléatoirement).

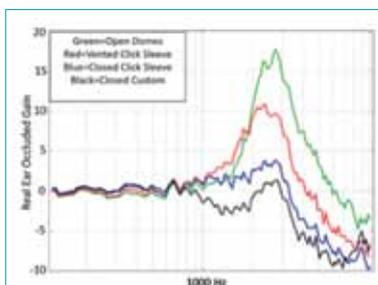


Figure n°2 : Gain moyen de l'oreille occluse (REOG) pour les 20 patients et les 2 oreilles (donc : 40 mesures), pour les 4 types d'adaptations. En vert : dôme ouvert, en rouge, dôme manchon ouvert, en bleu, dôme manchon fermé et en noir, embout sur mesure fermé. Les résultats obtenus ici sont cohérents par rapport à ceux attendus, avec par exemple un REOG en Open proche de celui d'une oreille nue.

Résultats

Le RSB à 50% a donc été mesuré pour chaque participant pour les 4 adaptations sélectionnées. L'analyse statistique des résultats obtenus (ANOVA avec une correction Greenhouse-Geisser) montre une différence significative entre les 4 adaptations ($p < 0.001$). Plus précisément, nous constatons une différence entre l'adaptation en dômes ouverts et les

autres ($p < 0.001$), ainsi qu'une différence significative entre les dômes manchons et l'embout sur mesure ($p < 0.005$). La différence entre dôme manchon ouvert et fermé n'étant pas quant à elle significative.

Sur la figure n°3, nous observons le RSB moyen obtenu pour les différentes adaptations. Comme attendu, plus l'adaptation est fermée, meilleur est le résultat en termes de compréhension dans le bruit. Une amélioration de 3 dB est obtenue lorsque l'on compare du plus ouvert au plus fermé.

En plus des moyennes, il est intéressant de parcourir les résultats de manière individuelle. Sur la figure n°4, est indiquée l'amélioration du RSB à 50% obtenue pour chaque sujet entre l'adaptation en dôme ouvert et embout fermé. Pour tous les participants, l'embout fermé offre les meilleures performances en termes de compréhension dans le bruit. Cette amélioration se situe pour la plupart autour de 3-4 dB et jusqu'à 5 dB pour certains. Il est important de noter que même en appareillage ouvert, il existe un bénéfice important du traitement de signal des appareils. Ce dernier n'étant pas réservés à l'appareillage fermé. Cependant, leurs bénéfices seront optimaux lors d'adaptations fermées. Par exemple, un patient appareillé en Open aura, grâce aux microphones directionnels (Signia Narrow Directivity) de ses appareils, une amélioration de 3 dB de son SNR par rapport à un mode omnidirectionnel. Mais la fermeture de son adaptation lui apportera 3 à 5 dB d'amélioration supplémentaire, portant le bénéfice jusqu'à 8 dB.

Conclusions

Les résultats de cette étude montrent clairement que le choix d'aération de l'appareillage a un impact significatif sur

les performances en milieu bruyant pour la compréhension de parole. Comme indique la figure n°3, l'amélioration est en moyenne de 3 dB à l'avantage de l'adaptation fermée par rapport à l'Open. Pour les listes vocales OLSA, chaque dB gagné en RSB correspond à 17% d'amélioration de la compréhension de la parole⁷. Par conséquent, une amélioration de 3dB peut augmenter de 50% la compréhension de la parole en environnement bruyant. Cette avancée peut véritablement transformer le quotidien des patients se retrouvant en situations complexes.

Depuis 15 ans, l'appareillage Open n'a cessé de progresser. Désormais, ces adaptations en Open nécessitent un compromis engendrant, pour certains, des performances en compréhension dans le bruit non optimales. Avec l'OVP de Signia, il est possible de fermer davantage le conduit du patient et de maximiser ainsi les performances de l'appareillage dans les environnements complexes de leur quotidien.

1. Mueller HG. Opens is in. *Hear Jour.* 2006; 59(11):11-14.
2. Mueller HG, Ricketts TA. Open-canal fittings: Ten take-home tips. *Hear Jour.* 2006; 59(11):24-39.
3. Ricketts TA, Bentler R, Mueller HG. *Essentials of Modern Hearing Aids: Selection, Fitting, and Verification.* San Diego, CA: Plural Publishing; 2019
4. Valente M, Mispagel KM. Unaided and aided performance with a directional open-fit hearing aid. *Int J Audiol.* 2008;47(6):329-336.
5. Høydal EH. A new own voice processing system for optimizing communication. *Hearing Review.* 2017;24(11):20-22.
6. Powers T, Froehlich M, Branda E, Weber J. Clinical study shows significant benefit of own voice processing. *Hearing Review.* 2018;25(2):30-34.
7. Wagener K, Brand T, Kollmeier B. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache Teil III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol.* 1999; 38(3):86-95.

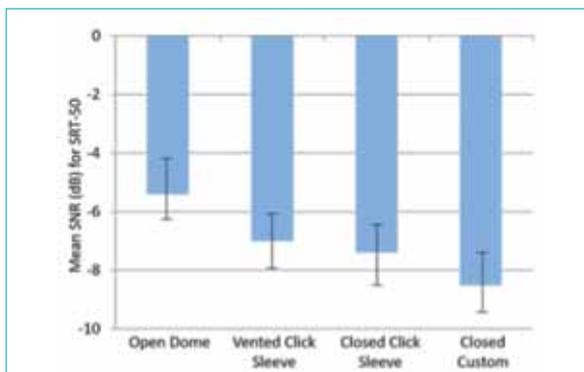


Figure n°3 : RSB moyen à 50% pour les 4 types d'adaptations.

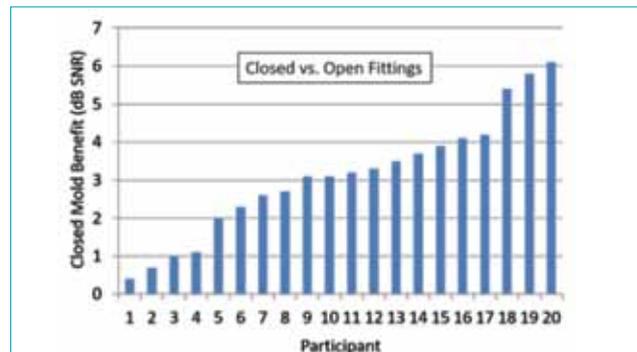


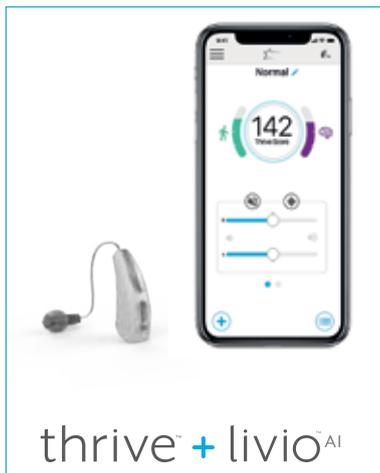
Figure n°4 : comparaison par sujet du RSB à 50% entre une adaptation en dôme ouvert et embout fermé.



Mieux entendre. Mieux vivre.

Thrive Hearing Control : une application pour une révolution auditive

Par Chris Howes



En 2014, les premières aides auditives connectées à des smartphones étaient lancées. Depuis, smartphones, moniteurs d'activité, sous forme de montres et bracelets connectés, et applications mobiles ont gagné en fonctionnalité et font désormais partie intégrante de nos quotidiens. Santé et forme sont devenues des domaines de prédilection pour ces applications et appareils connectés capables de communiquer avec nos smartphones. Ces applications et dispositifs, dont le nombre ne cesse de croître, aident à suivre santé physique et mentale dans le but, par exemple, de perdre du poids, suivre son activité physique, améliorer son sommeil, surveiller sa santé et, oui, mieux entendre.

Quelle est l'incidence de cet intérêt croissant pour la forme et la santé sur notre manière d'aider ceux qui présentent une perte d'audition ? Pour citer Apple®, la société qui a sans doute initié ce mouvement, il est temps de « penser différemment. »

Et de pousser l'intégration bien au-delà des réglages et du streaming audio, grâce aux nouvelles aides auditives Livio™ AI de Starkey®, à l'application Thrive™ et à un smartphone. L'application Thrive offre aux utilisateurs les fonctionnalités les plus avancées et intéressantes jamais proposées dans des solutions auditives, de la télécommande à la personnalisation des programmes en passant par le score

de bien-être Thrive et la programmation à distance - une véritable révolution auditive.

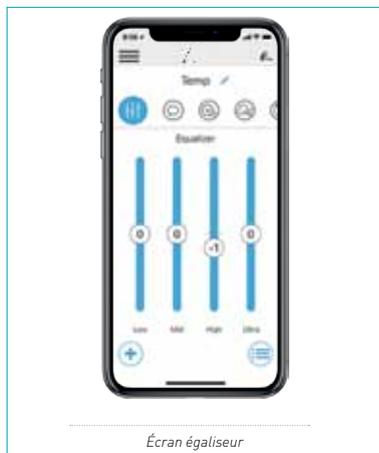
Télécommande

L'écran d'accueil de l'application Thrive en est le centre névralgique ; il permet à l'utilisateur de voir l'état des piles de ses aides auditives et le statut de connexion sans fil avec le smartphone. Via cet écran, le patient dispose d'un contrôle absolu sur le volume du micro de ses aides auditives et peut opter pour le mode silencieux s'il le souhaite.

Le programme actif en cours est affiché et peut aisément être modifié en accédant au menu des programmes. À partir de là, il est facile de voir tous les programmes disponibles et de sélectionner celui que l'on souhaite utiliser. L'utilisateur peut même créer de nouveaux programmes personnalisés à partir de ceux originellement paramétrés par l'audioprothésiste.

Personnaliser

La fonction Personnaliser de l'application Thrive transforme le smartphone en un outil de réglage personnel en permettant de modifier la réponse pour tout programme paramétré par l'audioprothésiste, pour une meilleure adaptation à un environnement donné. Cette fonction est idéale pour affiner la réponse spécifique de l'aide auditive de l'utilisateur à la situation ou à l'environnement en cours.



Écran égaliseur

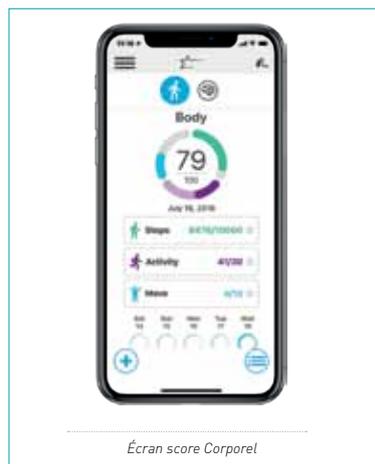
Le champ Personnaliser garantit une souplesse totale pour individualiser la performance des aides auditives grâce aux options suivantes :

- Égaliseur quatre bandes
- Volume par défaut personnalisé
- Contrôle des fonctions adaptatives pour Parole dans le bruit, Bruit, Vent, Direction micro
- SoundSpace – pour ajuster aisément des dizaines de réglages en déplaçant simplement son doigt sur l'écran.

Bien-être thrive

Associée aux aides auditives Livio AI, l'application Thrive permet à l'utilisateur de suivre, de manière simple et néanmoins efficace, sa santé physique et cérébrale. Profitant des capteurs intégrés, d'une acquisition automatique et intelligente des données et de l'intelligence artificielle dont Livio AI est dotée, l'application compile et calcule un score Corporel, un score Cérébral et un score de bien-être Thrive général. La combinaison des scores Corporel et Cérébral donne une vision globale de la santé et du bien-être, appelé score de bien-être Thrive (score maximum de 200 points).

Score corporel



Écran score Corporel

Le score Corporel mesure les progrès réalisés pour atteindre trois objectifs quotidiens : Pas, Activité et Mouvements.

L'application Thrive permet de visualiser dans le détail ces objectifs.

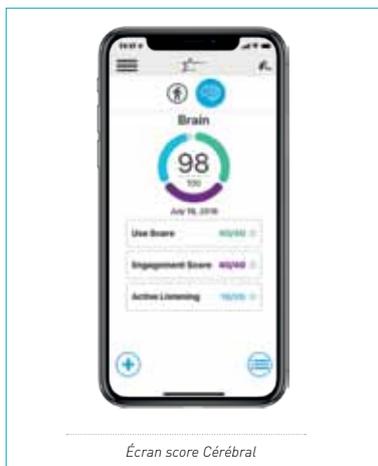
- **Pas** – indique le nombre de pas réalisé dans la journée et peut également en préciser l'heure et l'équivalent en distance.

- **Activité** – indique les minutes d'activité physique plus intense, à un rythme supérieur à celui de la marche, et peut également préciser le moment de la journée où l'utilisateur a été le plus actif.
- **Mouvements** – indique le nombre d'heures dans la journée durant lesquelles l'utilisateur a été debout et s'est déplacé pendant au moins une minute.

La combinaison de ces objectifs permet d'obtenir un score Corporel maximum de 100 points. L'application Thrive conserve un historique des scores Corporel pour en suivre la progression dans le temps. Par ailleurs, l'application Thrive est compatible avec Apple® Health et Google® Fit pour partager les données associées au score Corporel.

Score cérébral

Le score Cérébral mesure les progrès réalisés par le patient pour atteindre trois objectifs quotidiens : Utilisation, Interactions et Écoute active. L'application Thrive utilise les données des aides auditives pour permettre la visualisation des progrès enregistrés.



Écran score Cérébral

- **Utilisation** – mesure la durée d'utilisation des aides auditives. Une étude parue dans le Journal of the American Geriatrics Society (2015) a constaté que l'utilisation d'aides auditives réduisait le risque de déclin cognitif lié à la perte d'audition.
- **Interactions** – mesure le temps passé dans des environnements dans lesquels l'utilisateur est en conversation avec d'autres personnes ou écoute un streaming audio, comme un appel téléphonique. Cela est important car, selon les résultats d'une étude, la plupart de ceux qui portent actuellement des aides auditives affirment que cela affecte posi-

tivement leur capacité à participer à des activités de groupe (Better Hearing Institute, non daté).

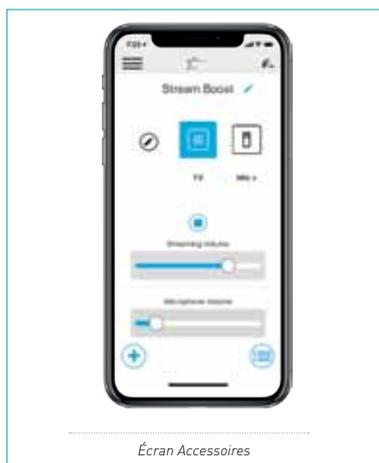
- **Écoute active** – relève la diversité des environnements et situations rencontrés tout au long de la journée. Plus les environnements fréquentés sont nombreux, plus le cerveau est enrichi par les stimulations fournies par ces environnements.

La combinaison de ces objectifs permet d'obtenir un score Cérébral maximum de 100 points. Comme pour le score Corporel, l'application Thrive conserve un historique des scores Cérébraux pour en suivre la progression dans le temps.

Les scores Corporel et Cérébral sont cumulés pour obtenir le score de bien-être Thrive, avec un maximum de 200 points.



Hearing care anywhere



Écran Accessoires

Hearing Care Anywhere™ est la nouvelle option de programmation à distance de Starkey. Elle bénéficie de deux fonctions principales : sauvegarde automatique et réglages à distance.

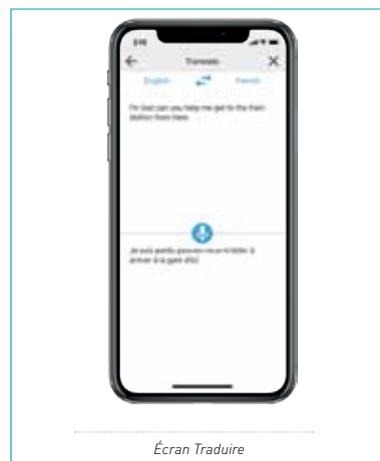
Sauvegarde automatique – Lorsque l'utilisateur crée un compte en ligne, les données de réglage des aides auditives et de l'application sont automatiquement sauvegardées dans le cloud. Pour les utilisateurs de l'application Thrive sur

iPhone® et iPad®, la connectivité cloud via Hearing Care Anywhere permet une synchronisation en temps réel de ces dispositifs.

Réglages à distance – L'audioprothésiste peut activer la programmation à distance de Livio ou Livio AI à partir du logiciel Inspire®. Si tel est le cas, Thrive reconnaît que l'option est activée et offre à l'utilisateur un moyen simple et guidé de demander à l'audioprothésiste de procéder à des réglages à distance. Lorsque ce dernier a répondu à la demande, l'utilisateur peut voir les changements et les comparer à ses réglages en cours. L'option Aperçu n'est pas limitée dans le temps et n'a aucun caractère obligatoire. L'utilisateur est libre de prendre son temps pour comparer les réglages en conditions réelles, par ex. un restaurant dans lequel il a eu du mal à entendre, et choisir ainsi ceux qui offrent la meilleure performance.

Accessoires – L'application Thrive, qui détecte si les nouveaux accessoires TV Streamer et/ou Microphone + de Starkey sont jumelés aux aides auditives, offre plus de souplesse pour choisir l'accessoire souhaité, démarrer/arrêter le streaming audio et contrôler le volume du streaming audio et des microphones des aides auditives.

Traduire



Écran Traduire

Thrive facilite encore davantage les contacts et la communication avec les autres en intégrant un service de traduction automatisée multilingue. Jumelée aux aides auditives Livio AI, l'application prend en charge la traduction en quasi temps réel de 27 langues différentes, traduction qui est transmise directement dans l'oreille de



l'utilisateur dans la langue choisie. Profitant des puissants outils de traitement du téléphone et du cloud, l'application Thrive peut entendre deux langues différentes dans une conversation, reconnaître la langue de l'utilisateur, la transcrire et la traduire pour que son interlocuteur puisse la lire sur le téléphone.

L'interlocuteur peut à son tour répondre et Thrive détectera sa langue, la transcrira, la traduira dans la langue de l'utilisateur pour l'afficher sur son écran et la transmettra dans ses oreilles via les aides auditives Livio AI.

Conclusion

Thrive est une application conviviale ultra fonctionnelle qui permet aux utilisateurs de prendre le contrôle de leurs aides auditives Livio AI. Le score de bien-être Thrive, avec le suivi de santé physique et céré-

brale, permet aux patients de suivre leurs activités physiques et mentales quotidiennes, pour un mode de vie plus actif et plus sain. Grâce à Hearing Care Anywhere, les utilisateurs peuvent demander à leur audioprothésiste de procéder à des ajustements à distance et comparer en conditions réelles, dans les environnements posant problèmes, les réglages reçus sur leurs aides auditives à ceux déjà existants. Thrive propose également une grande variété de fonctions conçues pour améliorer l'expérience d'écoute, le tout dans une application conviviale qui transforme l'utilisation d'aides auditives en une expérience personnalisée et stimulante.

Références

Amieva, H., Ouvrard, C., Giulioli, C., Meillon C., Rullier, L., & Dartigues, J. F. (2015). Self-reported hearing loss, hearing aids, and cognitive decline in elderly adults: A



25-year study. *J Am Geriatr Soc.* 2015 Oct;63(10):2099-104. doi: 10.1111/jgs.13649.

Better Hearing Institute. (non daté) How can treating hearing loss help me stay youthful and active? Extrait de : <http://www.betterhearing.org/news/how-can-treatinghearing-loss-help-me-stay-youthful-and-active>



À l'écoute de nos adhérents, nous redéfinissons nos services en permanence.

2016

Plateforme partage

2017

e-learning

ISO 9001

2018

Plateforme qualité

Déploiement ISO 9001

2019

Chroniques Dyapason

Plateforme patients

Plateforme Chat

Un réseau national ouvert à tous.

J'ADHÈRE



Vincent GÉNOT
06 87 83 93 32



Philippe DELBORT
06 98 20 64 46

- dyapason.fr
- dyapason.audio
- dyapason.expert
- dyapason-chroniques.fr



■ Avantages dans la vraie vie de WIDEX EVOKE

Une vaste enquête multinationale sur les utilisateurs d'appareils auditifs montre de grands avantages et une grande satisfaction avec Widex EVOKE. Les avantages sont particulièrement importants pour les situations bruyantes et les sons faibles. En outre, les utilisateurs sont extrêmement satisfaits de la fonctionnalité SoundSense Learn, qui utilise l'apprentissage automatique en temps réel pour personnaliser le son du moment.

Nous avons mené une enquête à grande échelle dans neuf pays pour examiner les expériences des utilisateurs et leur satisfaction à l'égard de Widex EVOKE et de sa combinaison unique d'automatisation et de personnalisation. L'enquête a duré sept semaines et 118 participants ont basculé deux fois entre leur propre aide auditive et EVOKE. Ils ont répondu à 4 questionnaires parallèles sur la satisfaction des appareils auditifs, deux sur leurs propres appareils auditifs (semaine 0 et semaine 5) et deux sur Widex EVOKE (semaine 3 et semaine 7). La satisfaction à l'égard de différents aspects a été évaluée sur une échelle allant de «Très insatisfait» (valeur de 1) à «Très satisfait» (valeur de 7).

Une satisfaction globalement meilleure pour Widex EVOKE

Les utilisateurs sont nettement plus satisfaits de Widex EVOKE que de leurs propres aides auditives (voir figure 1). Interrogés sur leur satisfaction globale à l'égard de leurs aides auditives, les utilisateurs ont indiqué qu'ils étaient nettement plus satisfaits d'EVOKE, et plus de deux fois plus d'utilisateurs étaient «satisfaits» ou «très satisfaits» d'EVOKE.

94% préfèrent Widex EVOKE dans les situations de bruit

Les situations bruyantes sont à la fois les plus difficiles et les plus importantes pour les utilisateurs d'appareils auditifs.

Avec Widex EVOKE, les utilisateurs sont plus satisfaits dans toutes les situations bruyantes (voir figure 2) - 88% sont plus satisfaits avec EVOKE dans toutes les situations bruyantes. Pour les non-utilisateurs de Widex, 94% sont plus satisfaits d'EVOKE !

Les utilisateurs préfèrent Widex EVOKE pour des sons faibles

Pouvoir entendre des sons faibles est important dans de nombreuses situations, comme essayer de comprendre un

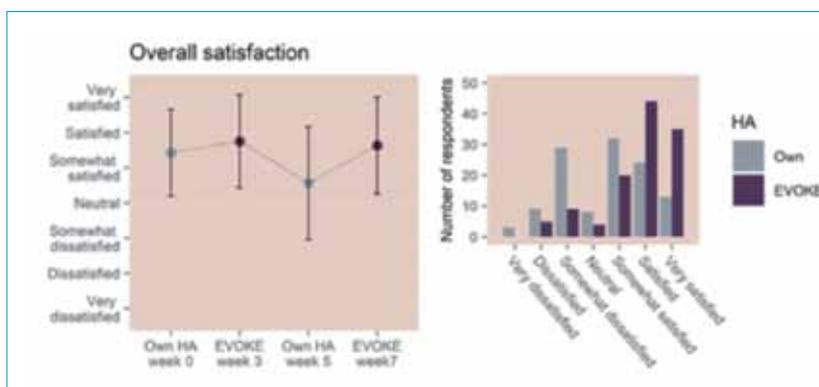


Figure 1 : Degré de satisfaction globale avec vos propres appareils auditifs (gris) et EVOKE (violet).

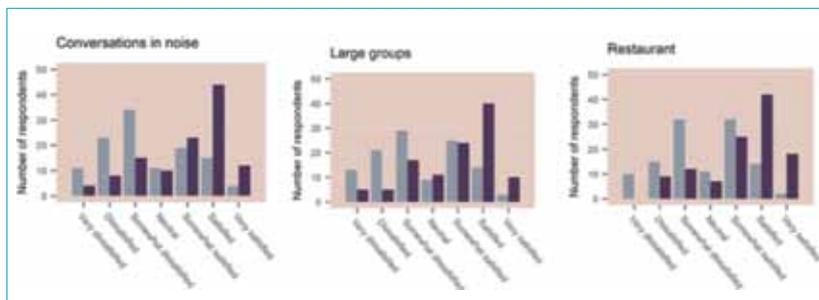


Figure 2 : Degré de satisfaction pour les situations bruyantes de vos propres appareils auditifs (gris) et EVOKE (violet).

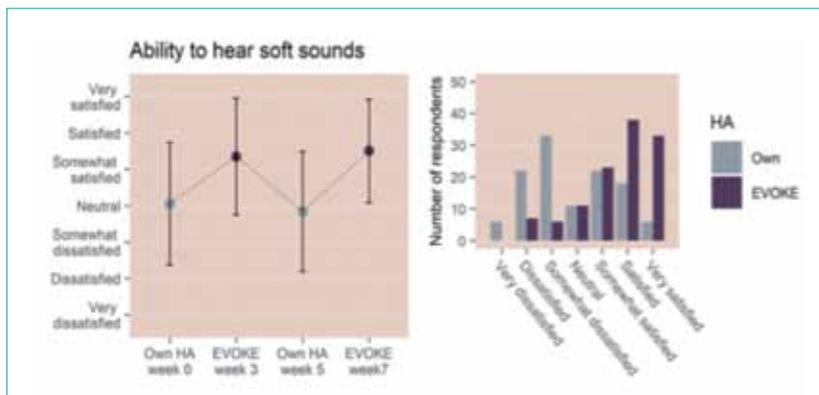


Figure 3 : Degré de satisfaction quant à la capacité d'entendre des sons faibles.

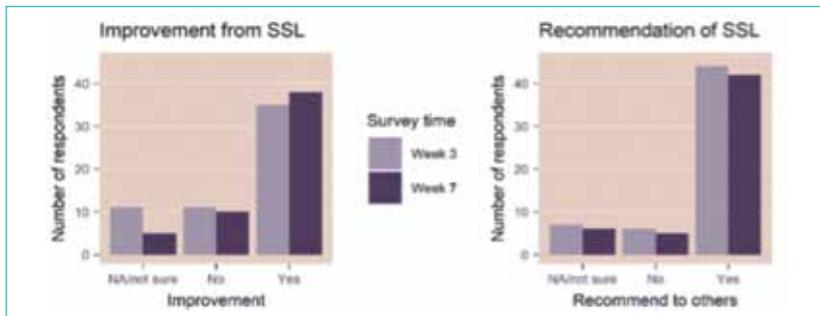


Figure 5 : Pour les personnes interrogées ayant utilisé SoundSense Learn, évaluations de l'amélioration de SoundSense Learn et volonté de le recommander.

pouvant être réglé avec SoundSense Learn (chaque bande de fréquence étant illustrée sur un axe de la figure 4).

Dans l'enquête, 72% des utilisateurs ont déclaré avoir pu améliorer la situation d'écoute avec SoundSense Learn et 80% ont recommandé SoundSense Learn à d'autres (voir la figure 5).

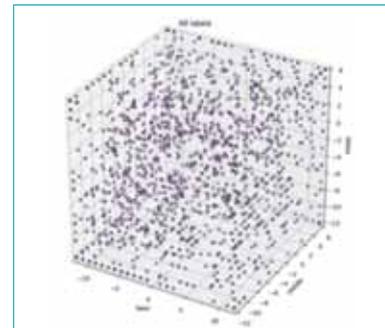


Figure 4 : Ajustements de gain à partir d'un échantillon de 1860 utilisateurs de SoundSense Learn.

interlocuteur parlant à voix douce. Les utilisateurs étaient plus satisfaits de leur capacité à entendre des sons faibles avec EVOKE, trois fois plus d'utilisateurs étant «satisfaits» ou «très satisfaits» avec EVOKE par rapport à leurs propres aides auditives.

L'apprentissage automatique en temps réel de SoundSense Learn permet à l'utilisateur de personnaliser les sons dans la vraie vie, de manière rapide et intuitive - et de nombreux utilisateurs le font.

Environ un utilisateur sur cinq du système EVOKE ayant accès à SoundSense Learn l'utilise, ce qui permet d'obtenir des profils personnels très différents dans les trois bandes de fréquences, le gain

Personnalisation avec SoundSense Learn

ASSURANCES
aides auditives



Cabinet BAILLY

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

Des garanties complètes :

PERTE (toutes causes)
VOL
CASSE
PANNE

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

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

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

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

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

SARL au capital de 1.000.000 € RCS Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.arta.fr>



Législation

Décrets, arrêtés, circulaires Avis et communications

UNSAF

Foire aux Questions spéciale « 100 % santé » !

Aides auditives

Depuis le 1^{er} Janvier 2019, les aides auditives sont répertoriées en deux paniers de soins :

- Les appareils auditifs à prix limite de vente, sans reste à charge en 2021 (Classe I)
- Les appareils auditifs à honoraires libres (Classe II)

Par ailleurs, au-delà de la distinction entre les codes LPP pour les patients de - de 20 ans et les patients de plus de 20ans, une nouvelle distinction a été mise en place entre les codes LPP pour oreille droite et oreille gauche.

La mise en oeuvre du 100% santé amènera une revalorisation progressive des aides auditives et une diminution progressive des prix limites de vente, vous trouverez ici un tableau récapitulatif :

	2019	2020	2021
Prix de vente maximal (€) – Classe I (> ou = 20 ans)	1300	1100	950
Base de remboursement (€) – classe I et II (> ou = 20 ans)	300	350	400
Prix de vente maximal (€) – Classe I (< 20 ans)	1400	1400	1400
Base de remboursement (€) – classe I et II (< 20 ans)			

CMU-c : prise en charge des aides auditives pour les bénéficiaires de la CMU-c

Sur présentation d'une « Attestation de CMU complémentaire » en cours de validité.

Pour les plus de 20 ans :

Base du remboursement : prise en charge de 800 euros par oreille (1 600 euros pour les deux oreilles), périodicité de la prise en charge : tous les 4 ans.

Obligations de l'audioprothésiste : proposer un équipement de classe 1 dont le prix n'excède pas les limites de tarifs fixées pour la CMU-c, soit 800 euros par oreille Si le malentendant a des exigences

particulières, il garde la possibilité de choisir un appareil de classe 2 et dans ce cas la différence de tarif est à sa charge.

Conseil : éditer systématiquement un devis en classe 1 à 800 euros par oreille.

Pour les moins de 20 ans et ceux atteints de cécité :

Base du remboursement : prise en charge de 1400 euros par oreille (2 800 euros pour les deux oreilles), périodicité de la prise en charge : tous les 4 ans.

Obligations de l'audioprothésiste : proposer un équipement de classe 1 ou de classe 2 dont le prix n'excède pas les limites de tarifs fixées pour la CMU-c, soit 1 400 euros par oreille.

L'audioprothésiste doit établir une demande de prise en charge à sa caisse d'assurance maladie, afin de vérifier les droits du patient (et notamment qu'il n'a pas bénéficié d'une prise en charge dans les 4 années précédentes).

Voir le détail sur le site du Fonds CMU : https://www.cmu.fr/protheses_auditives.php

Notes importantes :

- La vente de piles pour les patients bénéficiaires de la CMU-c est encadrée par un prix limite de vente de 1,5 euros la plaquette de 6, identique au tarif de remboursement.
- Les appareils CMU sont par défaut des appareils de Classe I bien que, pour des raisons techniques, le code LPP utilisé soit celui des appareils Classe II. Ainsi peu importe la classe de l'appareil, le code LPP sera le même.
- A la différence des patients couverts

par la CMU-c, les patients couverts par l'ACS n'ont aucun bénéfice à l'heure actuelle et relèvent du droit commun. La situation est néanmoins amenée à évoluer puisque les bénéficiaires de l'ACS bénéficieront des garanties de la CMU-c à compter du 1^{er} novembre 2019.

Délai de renouvellement d'un appareillage et garantie

L'Arrêté du 14 novembre 2018 fixant la nouvelle nomenclature stipule que « Le renouvellement de la prise en charge d'une aide auditive ne peut intervenir avant une période de 4 ans suivant la date de délivrance de l'aide auditive précédente. Ce délai de renouvellement s'entend pour chaque oreille indépendamment.

Tous les appareils sont concernés et l'antériorité de la délivrance est par ailleurs prise en compte pour calculer l'échéance possible de renouvellement (délai = date du jour - 4 ans). Il revient à l'assuré de donner les informations nécessaires pour que les délais de renouvellements soient respectés. L'audioprothésiste est responsable de sa facturation et il lui incombe donc de s'assurer que toutes les conditions de prise en charge sont bien respectées.

Par ailleurs, pour ce qui est de la garantie minimale : « La garantie minimale, par le fabricant, de chaque aide auditive est fixée à 4 ans. Cette garantie couvre au moins les situations suivantes : vice de forme, défaut de fabrication, panne survenant au cours d'un usage habituel (pièces, main d'oeuvre et transport). La garantie est proposée par le fabricant et continue de produire ses effets même lorsque le patient consulte un audioprothésiste différent de celui ayant réalisé la délivrance de l'aide auditive et le bilan initial. »



Cas de renouvellement anticipé

La prise en charge est impossible avant l'échéance du délai de garantie de 4 ans. Néanmoins l'organisme devra procéder au remboursement dans le cas spécifique où l'appareil n'est plus adapté, notamment s'il y a une évolution du besoin de correction auditive attestée par une prescription médicale spécialisée et après avis du médecin conseil de l'assurance maladie. Ce cas est prévu par l'article R.165-24 du Code de la sécurité sociale qui dit :

« Le renouvellement des produits mentionnés à l'article L. 165-1 est pris en charge :

- si le produit est hors d'usage, reconnu irréparable ou inadapté à l'état du patient,
- et, pour les produits dont la durée normale d'utilisation est fixée par l'arrêté d'inscription, lorsque cette durée est écoulée ; toutefois, l'organisme peut prendre en charge le renouvellement avant l'expiration de cette durée après avis du médecin-conseil. Les frais de renouvellement ou de réparation des produits mentionnés à l'article L. 165-1 ne peuvent être pris en charge qu'une fois leur délai de garantie écoulé. »

Cas de perte

En cas de perte, l'audioprothésiste ne doit pas éditer de feuille de soins. Seules les assurances couvrant la perte peuvent alors intervenir.

Devis normalisé

Les audioprothésistes sont tenus de remettre à l'assuré ou à son ayant-droit avant la conclusion du contrat de vente, un devis normalisé d'appareillage auditif.

Le gouvernement avait initialement envisagé la mise en oeuvre d'un nouveau devis mais le lancement de la réforme « 100 % santé » nécessite désormais d'adapter les devis normalisés aux offres prévues dans le cadre de ce nouveau

dispositif. La mise en oeuvre des nouveaux modèles de devis a donc été reportée au 1^{er} janvier 2020. Dans l'intervalle, l'information de l'assuré social ou de son ayant droit sera assurée sur la base des anciens modèles de devis qui sont maintenus en vigueur à cet effet. Vous trouverez à ce lien, le Modèle du devis normalisé d'appareillage auditif

Depuis le 1^{er} Janvier, l'audioprothésiste doit prouver qu'il a présenté à son patient l'offre « 100% Santé ». Ainsi, Il est logiquement nécessaire de réaliser 2 devis (l'un pour la Classe 1 et l'autre pour la Classe 2). Il est par ailleurs possible d'annexer un document signé du patient montrant qu'il a été informé de l'offre « 100% santé ». Un nouveau devis normalisé comprenant, sur un document unique, les appareils des deux offres est en cours de rédaction par les administrations concernées et devrait être effectif pour l'année 2020.

Le devis doit être établi avant le début de la période d'adaptation probatoire de 30 jours.

Essai d'adaptation de 30 jours

Cette période de 30 jours consiste, pour l'audioprothésiste, à effectuer l'adaptation d'une aide auditive puis à la confier au patient, pour qu'il s'habitue, rééduque progressivement son système auditif et se rende compte de l'efficacité dans son cadre de vie. Cela permet également de rassurer le patient sur le choix effectué avec son audioprothésiste.

Le délai minimal est de 30 jours. Selon les informations dont nous disposons, aucune exception ne peut être faite à ce délai même en cas d'accord écrit du patient. Tout manquement à ce délai pourrait être reproché à l'audioprothésiste par la caisse d'assurance maladie.

Etant donné les risques de perte ou de casse par le patient durant la

période d'adaptation, il est conseillé de prévoir un document signé par le patient et l'audioprothésiste, prévoyant ces différentes possibilités, ainsi qu'un chèque de caution.

Exemple de document

Mr ou Mme reconnaît avoir reçu ce jour en prêt un appareillage auditif neuf
Réf.....Marque.....
OD N°.....
OG N°.....
appartenant à la société
que je m'engage à rendre au plus tard, en bon état de fonctionnement, le
Après cette date, si les appareils n'ont pas été rendus, il sera fait application des articles 1903 du code civil : « l'emprunteur aura à payer la valeur de l'appareil »
La valeur totale s'élève à €
Je laisse une caution de €
en chèque tiré sur la banque
.....
Fait en double exemplaires à
..... Le
Le patient L'audioprothésiste

Piles et Consommables

La nomenclature de novembre 2018 a transformé l'ancien forfait annuel en un remboursement limité à 1,5 euros par plaquette plafonné annuellement en fonction du type de pile :

- « Piles 10 - Limité à 10 paquets par année
- Piles 312 - Limité à 7 paquets par année
- Piles 13 - Limité à 5 paquets par année
- Piles 675 - Limité à 3 paquets par année »

Le remboursement se ferait en année « glissante », le montant remboursé l'est par appareil (c'est-à-dire doublé en cas de stéréophonie).

Il n'y a pas de prix limite de vente (en dehors des patients CMU-c) le montant facturé est donc libre. Concernant la facturation



l'audioprothésiste peut, au choix, soit réaliser une feuille de soins récapitulative indiquant le nombre de plaquettes par un multiplicateur, soit effectuer une feuille de soins à chaque délivrance.

Ce n'est pas à l'audioprothésiste de vérifier le plafond mais à la caisse d'assurance maladie de comptabiliser et d'accepter ou non le remboursement. En principe dès lors que le patient aura dépassé le quota de piles, le remboursement ne lui sera plus effectué. C'est ainsi au patient d'être vigilant à ne pas dépasser la limite s'il s'approvisionne à divers endroits. Cela exclut le Tiers-Payant pour les piles.

Concernant la mention « date de fin de prise en charge : + 5 ans du code LPP » Dans la nouvelle nomenclature, cette indication concerne la validité du code LPP après parution au JO. Cela ne constitue en aucun cas une date limite de remboursement des piles après appareillage.

Cas des Piles vendues en 2018

Les codes LPP ne sont plus utilisables pour les piles vendues en 2019. Pour le cas des piles vendues depuis le dernier forfait annuel de 2018, il est possible de faire une feuille de soins avec les piles vendues depuis ce dernier forfait, donc pour les piles vendues fin 2018 et début 2019 (mais en utilisant les nouveaux codes LPPR).

Cas des embouts et écouteurs

Les embouts et les écouteurs doivent être compris dans le prix total de l'appareillage auditif indiqué sur le devis.

Indication des aides auditives

Pour être éligibles au remboursement, les appareils auditifs doivent être délivrés dans le respect de la nomenclature qui prévoit -entre autres- une indication à partir d'une au moins des situations suivantes :

- Perte auditive moyenne (selon norme BIAP) > 30 dB
- Perte sur les aigus à partir de 2000 Hz > 30 dB
- Écart à la norme en audiométrie vocale dans le bruit > 3 dB

Prescription des aides auditives

Primo - prescription

La primo-prescription d'un appareillage auditif peut être réalisée par un médecin

ORL ou un médecin généraliste. Pour 2019, cette situation reste inchangée, en revanche, à partir de 2020, en primo-prescription, le médecin généraliste devra avoir une qualification spécifique en « Otologie médicale »

Pour le cas spécifique de l'enfant de moins de 6 ans, la prise en charge de chaque aide auditive est soumise à la prescription médicale préalable et obligatoire par un médecin ORL spécialisé en audiologie pédiatrique.

Prescription de renouvellement

Concernant le renouvellement, la nomenclature prévoit que la prise en charge « pour une ou deux aides auditives est assurée sur prescription médicale pour l'adulte et l'enfant de plus de 6 ans, et par un ORL pour l'enfant de moins de 6 ans. »

Par conséquent pour l'adulte et l'enfant de plus de 6 ans, la prescription de renouvellement peut être réalisée par tout médecin.

Suivi par télétransmission

Afin de mesurer la fréquence des prestations de suivi un nouveau système à été mis en place permettant d'informer l'Assurance maladie des prestations effectuées. Ainsi, à chaque consultation de suivi avec un patient, l'audioprothésiste devra télétransmettre l'information

en Tiers Payant AMO avec la carte vitale du patient en utilisant le code LPP spécifique dédié au suivi. Par conséquent, le suivi est réalisé obligatoirement en télétransmission et ne peut être réalisé en format papier.

A l'issue de cette télétransmission, un montant de 0,01 euros par flux télétransmis sera versé aux audioprothésistes (car les systèmes d'informations de l'assurance maladie ne peuvent gérer des flux avec des sommes nulles).

■ L'UNSAF salue le rapport Libault « Grand âge et autonomie » et confirme son engagement pour le maintien de l'autonomie

Le 28 mars 2019, Dominique Libault a remis à la Ministre des solidarités et de la santé, Agnès Buzyn, le rapport issu de la concertation « Grand âge et autonomie ».

L'UNSAF salue la qualité et l'ambition d'ensemble de ce rapport et plus

particulièrement qu'une « mobilisation nationale pour la prévention de la perte d'autonomie » figure au nombre des 10 propositions clés.

Afin d'augmenter l'espérance de vie en bonne santé, le rapport Libault propose une nouvelle approche de la prévention : « l'approche promue depuis l'automne 2018 par l'OMS s'appuyant sur les résultats de plusieurs études scientifiques concordantes, prévoit ainsi la surveillance et le maintien des cinq fonctions essentielles de l'individu : la mobilité, la cognition, les fonctions sensorielles (audition, vision), le psychosocial (bien-être psychique) et la vitalité/nutrition ».

Or, la fonction auditive a un effet direct ou indirect sur ces cinq « capacités intrinsèques » qu'il convient de maintenir le plus longtemps possible. La compensation du déficit auditif améliore bien entendu la fonction sensorielle, mais elle agit aussi directement sur la cognition, le psychosocial et la vitalité en évitant le sur-risque de dépendance, démence, dépression, qui atteint les malentendants non équipés, selon les résultats obtenus par l'Inserm de Bordeaux ¹. Pour ce qui est de la mobilité, dès un déficit auditif modéré le risque de chutes chez la personne âgée serait quasiment triplé selon l'Inserm ².

Au-delà de la prévention de la perte d'autonomie, la compensation du déficit auditif a aussi un effet bénéfique et rapide sur la santé mentale et, plus globalement, sur l'espérance de vie en bonne santé, donc sur la capacité pour nos aînés à rester le plus longtemps possible à leur domicile, dans de meilleures conditions.

Tous ces effets conjugués expliquent que la revue médicale The Lancet, dans un rapport de juillet 2017, ait établi que le plus important des facteurs de risque modifiables de la démence est la compensation du déficit auditif à mi-vie, qui permettrait de réduire le nombre de cas de 9 % ³.

Le rapport Libault traite également de la nécessaire incitation à la recherche fondamentale et à la recherche clinique sur le vieillissement. Plus précisément sur le déficit auditif, l'atelier 5 de la mission, « Prévention de la perte d'autonomie et bien vieillir » ⁴, préconise la réalisation urgente d'études : « en articulation avec le Plan national de santé publique et le programme national de recherche en santé publique, il conviendrait d'inclure le thème de « l'évaluation de l'impact de la prise en charge des troubles auditifs



liés au vieillissement sur la prévention du déclin cognitif» dans les besoins de connaissances identifiés comme prioritaires ».

En novembre 2018, le Conseil de l'âge du HCFEA (Haut Conseil de la famille, de l'enfance et de l'âge)⁵, constatait déjà que « la sensibilisation aux déficits sensoriels semble particulièrement importante pour la prévention du risque d'isolement et de la perte d'autonomie chez les personnes âgées » et appelait à mener des études épidémiologiques : « Sur un facteur de risque de cette importance, qui fait l'objet de recommandations notamment par l'OMS (qui recommande de corriger les troubles auditifs), il serait nécessaire de conduire des études randomisées comme le préconise le HCSP ».

L'UNSAF appelle les Pouvoirs publics à se mobiliser pour engager de toute urgence les indispensables travaux de recherche préconisés par le rapport Libault et le Conseil de l'âge du HCFEA.

Conscients de longue date des effets délétères du déficit auditif, les audioprothésistes, pour leur part, sont prêts à s'engager davantage en faveur du maintien de l'autonomie et des stratégies de prévention liées au « bien vieillir ». L'UNSAF rappelle que les interventions, particulièrement auprès des publics les plus fragiles, doivent se faire dans le cadre d'une relation de confiance. Les professionnels de santé, et notamment les audioprothésistes, doivent ainsi veiller à respecter des règles éthiques de publicité et de bonnes pratiques qui encadrent l'exercice de leur profession lorsqu'elles existent, ou les Pouvoirs publics doivent les instaurer lorsqu'elles font défaut.

Alors que la réforme du « 100 % santé » se met en place, l'UNSAF combattra toutes les initiatives non concertées, poursuivant des logiques consuméristes, qui viendraient mettre à mal les enjeux mis en évidence par le rapport Libault.

1. Communiqué CNA-UNSAF, Prévention et bien vieillir : une nouvelle étude de l'INSERM confirme le lien entre le déficit auditif et les « 3 D » (dépendance, démence, dépression) : <http://www.unsaf.org/site/communiqués-de-presse/communiqué-cna-unsaf-prevention-et-bien-vieillir-une-nouvelle-etude-de-l-inserm-confirme-le-lien-entre-le-deficit-auditif-et-les-3-d-dependance-démence-dépression.html>
2. Inserm, Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées : <https://www.ladocumentationfrancaise.fr/rapports-publics/154000352/>
3. Communiqué UNSAF, Journée Mondiale de la maladie d'Alzheimer : le déficit auditif principal facteur modifiable de prévention de la démence : http://www.unsaf.org/doc/CP_Unsaf_-_Prevention_démence_-_20_09_2017.pdf
4. https://solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/synthese_atelier_5_prevention_et_bien_vivre_son_avancee_en_age.pdf
5. HCFEA, Le soutien à l'autonomie des personnes âgées à l'horizon 2030 – Tome 2 – Orientations, page 31 : https://www.strategie.gouv.fr/sites/strategie.gouv.fr/files/atoms/files/conseil_de_lage_saisine_personnes_agees_2030_tome_2_vf.pdf

chroniques dyapason

Nos intervenants partagent sans langue de bois leur vision du monde de l'audiologie.



Inscrivez-vous sur
dyapason-chroniques.fr

OTICON | Opn S

Promet, preuves cliniques à l'appui,
**une compréhension de la parole
comparable à l'audition normale,**
en milieux bruyants*

L'audiologie
et la qualité
sonore sont
nos priorités
communes



Production S.A.S., Parc des Barbannières, 3 allées des Barbannières,
92635 GENNEVILLIERS CEDEX - SIREN 301 689 790 R.C.S. NANTERRE

Ce n'est pas une simple affirmation :
Opn prouve irréfutablement ses atouts grâce à des
études cliniques consultables sur simple demande.

**Faites le choix d'une aide auditive unique,
pour vous et vos patients !**

01 41 88 01 50 @ Oticon.fr in oticon-france



disponible
en version
rechargeable

oticon
PEOPLE FIRST

* Juul Jensen 2018, livre blanc Oticon, Oticon Opn S1. Pour les personnes ayant une perte auditive typique et des aides
auditives bien ajustées, dans des situations bruyantes



Enseignement

15^{ème} congrès de la société française d'audiologie

Vendredi 13 & samedi
14 décembre 2019

ENS - Site Monod
Amphithéâtre Mérieux
Place de l'École, 69007 LYON

**Périphérique ou central ?
Comment à l'avenir ne pas
méconnaître un trouble de
l'audition.**



Le prochain congrès de la société française d'audiologie se tiendra pendant deux jours à Lyon, en décembre 2019, dans un contexte de santé publique inédit. En effet, sous l'impulsion de l'état, la prise en charge des troubles de l'audition (remboursement des prothèses auditives) doit être spectaculairement revue à la hausse d'ici trois ans avec un reste à charge nul pour 80 % des prothèses auditives du marché. Cette mise en œuvre progressive obéit à des règles strictes, édictées en lien avec la haute autorité de santé, qui concernent tant la prescription médicale des prothèses, que l'évaluation du bénéfice mesuré pour le patient par l'audioprothésiste.

Pour répondre à ces nouvelles exigences, la société française d'audiologie organisera deux journées exceptionnelles les 13 et 14 décembre prochains, à l'école normale supérieure de Lyon, au cours desquelles l'accent sera mis sur la formation aux pratiques cliniques décrites dans le nouveau décret, grâce

à des ateliers ouverts à l'ensemble des praticiens concernés. Comment réaliser une audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte comme chez l'enfant ? Y-a-t-il une ou plusieurs façons de tester les capacités de localisation spatiale après appareillage auditif binaural ? Quels sont les examens nécessaires pour diagnostiquer un trouble central de l'audition et de quelles possibilités thérapeutiques dispose-t-on aujourd'hui ? Faut-il réaliser des mesures psychoacoustiques non verbales pour évaluer les processus auditifs et quels sont ces tests ? Quel bilan neuropsychologique est utile pour repérer un trouble cognitif associé à une surdité ? Comment explorer la conscience phonologique lorsque la modalité auditive est atteinte ? Autant de questions auxquelles des instructeurs choisis pour leur expertise dans chacun de ces domaines répondront de la façon la plus pragmatique possible.

Au cours des conférences plénières interviendront des orateurs internationalement reconnus pour leurs travaux scientifiques dans le champ des troubles centraux de l'audition, des surdités cachées et de l'entraînement auditif, avec une traduction simultanée des interventions en langue anglaise.

VENDREDI 13 DÉCEMBRE 2019

8h-8h30 Emargement, café d'accueil et visite des stands

8h30 Accueil par le président / Introduction

SESSION 1

Bases physiopathologiques des surdités périphériques et centrales

8h50 Synaptopathies causées par le bruit et le vieillissement. Pr. Sharon Kujawa (Boston)

9h30 Explorer la face cachée des déficits auditifs, quelques pistes inspirées de modèles animaux. Pr. Paul Avan (Clermont-Ferrand)

9h50 Les origines cochléaires de la presbycusie. Dr. Didier Dulon (Bordeaux)

10h10 Pause au sein de l'exposition et visite des stands

SESSION 2 parrainée par Cochlear

Bases génétiques des surdités périphériques et centrales

10h40 Gènes impliqués dans le développement et la physiologie des systèmes auditifs périphérique et central. Dr. Nicolas Michalski (Paris)

11h00 Vers une thérapie génique des troubles auditifs et vestibulaires. Dr. Said Saffiedine (Paris)

11h20 Le syndrome de Usher (Surdi-cécité chez l'homme) : des mécanismes physiopathologiques à la thérapie. Dr. Aziz El Amraoui (Paris)

11h40 Remerciements de la SFA au Professeur René Dauman, Fondateur.

11h50 Informations pratiques sur le congrès.

12h AG réservée aux membres de la SFA. Cocktail déjeunatoire au sein de l'exposition, visite des stands.

13h30 Table ronde animée par Arnaud Coez, François Dejean, Matthieu Del Rio et Morgan Potier.

L'audioprothèse à l'heure du 100% santé : choix, adaptation et suivi du patient.

SESSION 3 parrainée par Amplifon

Diagnostics et remédiations des surdités périphériques et centrales

14h30 Le diagnostic des troubles centraux de l'audition: tests de référence. Pr. Doris Eva Bamiou (Londres)

15h00 Entraînement auditif de l'enfant avec un trouble central de l'audition. Pr. Benoit Jutras (Montréal)

15h30 Pause au sein de l'exposition et visite des stands

16h00 Entraînement cérébral dans les circuits auditifs classique et non-classique. Dr. Luc Arnal (Paris)

16h20 Potentiels évoqués auditifs chez le malentendant appareillé. Pr. Hung Thai-Van (Lyon)

16h40-18h30 Communications libres

19h30 Dîner

SAMEDI 14 DÉCEMBRE 2019

8h00 Nouveau paysage de l'audiologie en France Pr. Lionel Collet, Conseiller d'état

SESSION 4

Évaluations, mesures du bénéfice de l'appareillage

8h15 Atteintes auditives périphériques et centrales d'origine professionnelle. Pr. Adrian Fuente (Montréal)

8h45 Audiométrie vocale dans le bruit et réhabilitation de l'audition. Pr. Birger Kollmeier (Oldenburg)



9h25 Évaluation des résultats de l'appareillage auditif bilatéral. Pr. Mark Laureyns (Milan)

10h10 Pause au sein de l'exposition et visite des stands

SESSION 5

Particularités de l'enfant et du sujet âgé

10h30 Défis et perspectives posés par la surdité unilatérale de l'enfant. Pr. Astrid Van Wieringen (Leuven)

11h10 Evaluation cognitive de l'adulte malentendant. Pr. Sophia Kramer (Amsterdam)

11h50 Mot du Président

Implication de la SFA dans l'enseignement et la recherche en audiologie.

12h-13h30 Cocktail déjeuner au sein de l'exposition, visite des stands

13h30 Table ronde animée par le Prof. Bernard Fraysse : Le nouveau rôle de l'ORL dans la prescription de la prothèse auditive.

Participants : Pr. Emmanuel Lescanne, Pr. Natalie Loundon, Dr. Isabelle Mosnier, Pr. Mathieu Marx, Pr. Hung Thai-Van, Pr. Frédéric Venail, Pr. Christophe Vincent

14h30 - 17h15 ATELIERS / WORKSHOPS

16h00 30 min de pause au sein de l'exposition et visite des stands

14h30 ATELIERS SESSION 1

15h15 ATELIERS SESSION 2

16h30 ATELIERS SESSION 3

17h15 - 18h30 Communications libres

Fin du congrès

TITRES DES 6 ATELIERS
(répétés lors des 3 sessions)

ATELIER 1 : Audiométrie vocale dans le bruit adulte

ATELIER 2 : Audiométrie vocale dans le bruit enfant

ATELIER 3 : Localisation spatiale

ATELIER 4 : Test dichotique

ATELIER 5 : Tests d'audition centrale (hors dichotique et vocale dans le bruit)

ATELIER 6 : Mesures  lectrophysiologiques

Comité d'organisation

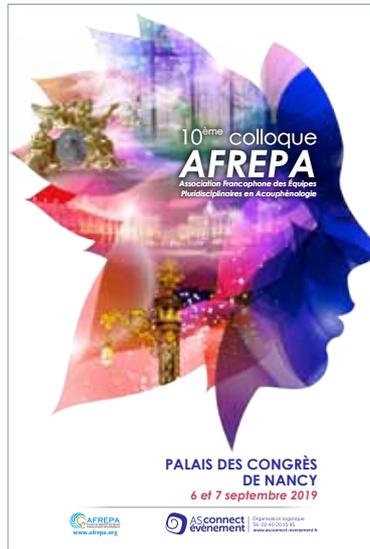
Pr. Hung thai-van

Président de la société française d'audiologie

contact@asconnect-evenement.fr

10 me colloque AFREPA

6 et 7 septembre 2019,
Palais des congrès de Nancy



Vendredi 6 septembre 2019

08h30 émargement,
café d'accueil au sein de l'exposition

SESSION PLÉNIÈRE :

« Acouphènes : l'oreille, la tête, le cou »

09h00 Acouphènes, hyperacousie :
quand la trompe s'en m le.
F. VENAIL

09h15 Les pièges à éviter : acouphènes
pulsatiles (titre sous réserve). A.
CHARPIOT

09h30 Les acouphènes somatosensoriels
- quelle prise en charge r educative ?
(titre sous réserve). MJ. FRAYSSE
et B. LASSALLE

10h00 SESSION ATELIERS

11h00 Pause au sein de l'exposition et
visite des stands

11h30 SESSION ATELIERS

12h30 Cocktail déjeuner au sein de
l'exposition, visite des stands

SESSION PLÉNIÈRE : « La recherche en acouph nologie : quoi de neuf ? »

14h00 Acouphènes et surdités cachées :
une réponse en haute définition. J.
NEVOUX

14h20 Acouphènes : le point de vue du
chercheur. JL. PUEL

14h40 Aspects r glementaires de la
recherche - Loi Jardé : mise au point
(titre sous réserve). F. CLAUDOT

15h00 SESSION ATELIERS

16h00 Pause au sein de l'exposition et
visite des stands

16h30 SESSION ATELIERS

17h30 Fin de la journée

Samedi 07 septembre

08h30 Café d'accueil au sein de
l'exposition

SESSION PLÉNIÈRE :

« Acouphènes et émotions »

09h00 émotions : les fondamentaux
(orateur et titre à confirmer)

09h30 Mechanisms of tinnitus induced
from human neuroimaging studies. P.
LEFEBVRE

09h50 Table ronde : « Accompagnement
psycho-affectif des patients
acouphéniques : quoi pour qui et
pourquoi ? »

10h45 Pause au sein de l'exposition et
visite des stands

SESSION PLÉNIÈRE :

« Mises au point pratiques »

11h15 La multidisciplinarité en
acouph nologie : pourquoi ? comment ?
(titre sous réserve).
M. OHRESSER

11h45 Intervention de l'association
France Acouphène (orateur et titre à
confirmer)

12h15 Mise au point audioprothèse
(orateur et titre à confirmer)

13h00 Déjeuner collaboratif : la parole
aux équipes « Qui fait quoi ? Comment ?
Parlons-en ! »

Temps d'échanges entre les équipes

15h30 Fin de la journée

contact@asconnect-evenement.fr



24^e ENSEIGNEMENT

POST-UNIVERSITAIRE
EN AUDIOPROTHÈSE

29 & 30 novembre 2019

Cité des Sciences
et de l'Industrie
La Villette, Paris 19^{ème}



**L'intégration
des innovations
dans la pratique
quotidienne de
l'audioprothèse**

Secrétariat d'organisation
audioepu@ant-congres.com
www.audioepu.com



Communiqués

GN HEARING

RUNGIS, France - 2019 est une année très particulière pour le groupe GN qui célèbre ses 150 ans d'existence.

Cet ambitieux voyage nous a menés des câbles télégraphiques aux ondes radio puis à l'ingénierie de solutions audio intelligentes. Aujourd'hui, nous nous appuyons sur nos compétences uniques en matière de solutions audio médicales, professionnelles et grand public pour continuer à transformer des vies, sous l'impulsion des marques renommées d'appareils auditifs ReSound, Beltone et des casques d'écoute Jabra.

GN HEARING est réputée auprès des professionnels de santé, qu'ils soient audioprothésistes ou médecins ORL, pour ses nombreuses innovations qui ont marqué l'histoire de l'audiologie.

Quelle belle occasion pour faire le bilan de cet ambitieux parcours !

Un peu d'histoire

En 1869, l'homme d'affaires et fondateur danois C.F. Tietgen entreprit de construire une ligne télégraphique vers l'Est traversant la Sibérie. GN - alors nommée la Great Nordic Telegraph Company - a installé la première connexion télégraphique au monde entre l'Europe du Nord et la Chine - ouvrant la voie à la communication et au commerce mondial. Aujourd'hui GN continue de faciliter la communication pour les utilisateurs du monde entier avec des solutions auditives novatrices et des avancées technologiques de pointe.

Un long chemin

Au cours des 150 dernières années, GN a dû s'adapter en permanence. Alors que les guerres, les révolutions et les changements politiques perturbaient les lignes télégraphiques et bouleversaient la vie des gens, GN a investi dans le développement et la production de nouveaux moyens de téléphonie et de communication.

Quelques innovations majeures en audiologie

Cet esprit d'entreprise a été le catalyseur d'innombrables premières mondiales. Il s'agit notamment du premier casque pour centres d'appels au monde, du premier casque Bluetooth et des

premiers appareils auditifs Made for Apple. Aujourd'hui, l'équipe GN utilise son expertise combinée en traitement du son et en ingénierie audio pour améliorer la vie des personnes au travail, des personnes ayant des problèmes de santé auditive ainsi que des utilisateurs de tous les jours.

- Citons par exemple la création du radiotéléphone Storno à partir de 1949 où pour la première fois vous pouviez appeler quelqu'un dans une voiture en mouvement et avoir une conversation simultanée.

- Fondée en 1943, la société Danavox introduit en 1948 après des années de développement sa première aide auditive. Cette première étape a eu un impact considérable sur la vie des personnes malentendantes. En 1977, Danavox s'associe avec GN qui possède des connaissances uniques en matière de technologie audio pour concevoir des aides auditives innovantes dans les années à venir.

- En 1992, GN a lancé le premier système DFS (Digital Feedback Suppression System) au monde afin d'offrir aux utilisateurs d'appareils auditifs une expérience sonore plus naturelle et plus confortable, sans effet Larsen.

- 2010 : Première aide auditive au monde intégrant la technologie 2,4 GHz avec ReSound Alera™ et Beltone True™ pour une diffusion en streaming audio de haute qualité.

- 2014 : Première aide auditive Made for iPhone avec ReSound LiNX™ et Beltone First™, offrant une connectivité directe avec un iPhone sans appareil supplémentaire.

Et après ?

Les compétences clés de GN dans le traitement du son - de plus en plus basées sur des logiciels et des technologies d'intelligence artificielle (IA), d'apprentissage automatique, d'interaction homme-machine, d'intégration de capteurs, etc. - permettent à la société de développer des solutions intelligentes pour relever les nombreux défis auxquels nous sommes aujourd'hui confrontés, notamment la pollution sonore et la santé auditive dans le monde. Les solutions GN sont commercialisées en France sous les marques ReSound et Beltone.

Découvrez l'histoire de GN en vidéo.

WIDEX

Sivantos et Widex finalisent leur fusion : la nouvelle société opère sous le nom de WS AUDIOLOGY

- Top 3 mondial avec un chiffre d'affaires de 1,7 milliard d'euros et un réseau de distribution et de ventes complet sur plus de 125 marchés.

- Jørgen Jensen, jusqu'à présent PDG de Widex, nommé PDG; Wolfgang Ollig, actuel directeur financier de Sivantos, a été nommé directeur financier de WS Audiology.

- Thomas Ebeling, président du conseil d'administration de Sivantos, nommé président du conseil d'administration de WS Audiology; Jan Tøpholm, président de Widex A / S, est nommé vice-président.

- Ignacio Martinez, PDG de Sivantos, rejoindra le conseil d'administration.

Les fonds EQT, propriétaires de Sivantos Pte. Ltd. («Sivantos») et les familles Tøpholm et Westermann, propriétaires de Widex A / S («Widex»), ont annoncé aujourd'hui la finalisation du rapprochement des sociétés Sivantos et Widex. La société nouvellement créée fonctionnera sous le nom de WS Audiology et aura son siège à Lyngø, au Danemark et à Singapour.

La fusion réussie entre deux entreprises de prothèses auditives de premier plan a permis de créer une entreprise solide avec un chiffre d'affaires combiné de plus de 1,7 milliard d'euros, plus de 10 000 employés dans le monde et l'une des équipes de R & D les plus fortes du secteur. WS Audiology est animée par la passion d'améliorer la qualité de vie de plus de 700 millions de personnes malentendantes. Ensemble, les deux pionniers, fort d'une expérience combinée de plus de 170 ans, vont redéfinir le paysage concurrentiel de plus de 125 pays dans lesquels ils sont présents.

WS Audiology sera dirigé par une équipe de direction très expérimentée avec une représentation équilibrée de Sivantos et de Widex. Jørgen Jensen, jusqu'alors CEO de Widex, dirigera la nouvelle société en tant que Chief Executive Officer. Avant de rejoindre Widex en 2013, il a passé 15 ans chez Nifisk-Advance, dont les huit derniers en tant que Président et CEO. Précédemment à cela, il a également travaillé pour McKinsey.



Wolfgang Ollig, le directeur financier actuel de Sivantos, occupera la même position au sein de la nouvelle société. Avant de rejoindre Sivantos en 2016, il a occupé pendant 10 ans le poste de directeur financier chez Hella, l'un des principaux fournisseurs automobiles du monde. Comme Jørgen Jensen, il a commencé sa carrière chez McKinsey.

Thomas Ebeling, Président du Conseil d'Administration de Sivantos, a été nommé Président du Conseil d'Administration de WS Audiology. Jan Tøpholm, Président de Widex, assumera les fonctions de Vice-Président. Ignacio Martinez, PDG de Sivantos, rejoindra le Conseil d'Administration et Henrik Bender, CFO de Widex, dirigera le processus d'intégration.

« Aujourd'hui marque le début d'un nouveau grand voyage. Deux pionniers unissent leurs forces avec une ambition claire: élargir l'accès aux aides auditives et aux soins afin de servir les millions de personnes malentendantes du monde entier. Cette fusion donne à WS Audiology l'envergure et les capacités d'innovation nécessaires pour atteindre cet objectif. Nous visons à exceller avec les meilleurs produits et à accélérer notre croissance partagée à travers toutes nos marques. L'avenir offre de grandes possibilités et, ensemble, nous pourrions profiter de la dynamique acquise », a déclaré Jørgen Jensen, CEO de WS Audiology.

« Widex et Sivantos ont tous deux été à la pointe de l'innovation dans l'industrie. Ensemble, WS Audiology dispose de ressources abondantes pour créer d'excellents produits et accélérer davantage l'innovation en proposant des produits et des services innovants, de haute technologie et faciles à utiliser, élargissant les possibilités pour les utilisateurs d'aides auditives », a déclaré Thomas Ebeling, Président du Conseil d'Administration de WS Audiology.

« Avec WS Audiology, nous sommes sur le point de devenir le leader incontesté de l'innovation, en développant les meilleurs appareils auditifs possibles pour améliorer la vie des malentendants. Nous sommes unis par notre fier patrimoine, notre longue histoire de « pionniers » et notre curiosité insatiable qui anime notre innovation et notre technologie », a déclaré Jan Tøpholm, Vice-Président du Conseil d'Administration de WS Audiology. WS Audiology offrira un portefeuille diversifié de produits et de services d'aides auditives à la pointe de la technologie. Avec

ses marques Signia, Widex, Rexton, Audio Service et autres, WS Audiology répond aux besoins de millions de personnes ayant des problèmes d'audition.

À l'avenir, WS Audiology accélérera sa croissance, renforcera sa pénétration du marché et améliorera son efficacité afin de permettre des investissements supplémentaires dans la R & D et la chaîne d'approvisionnement. Cela permettra à la société d'élargir l'accès aux soins auditifs par le biais de sa force de vente dédiée, ce qui améliorera la qualité de vie de millions de personnes et leur permettra de profiter pleinement des richesses sonores de la vie.

A propos de WS Audiology

WS Audiology a été créée en 2019 par la combinaison de Sivantos, dont le siège est à Singapour, et de Widex, basée à Lynge / au Danemark. L'entreprise emploie aujourd'hui plus de 10 000 personnes dans le monde, est présente sur plus de 125 marchés et réalise un chiffre d'affaires supérieur à 1,7 milliard d'euros par an. WS Audiology propose un portefeuille varié de produits et de services d'aides auditives à la pointe de la technologie, sous les marques Signia, Widex, Rexton, Audio Service et autres. WS Audiology appartient aux familles Tøpholm et Westermann et à des fonds sous la direction de la société d'investissement mondiale EQT ainsi que de la famille Strüngmann.

Plus d'infos : www.wsaudiology.com

A propos d'EQT

EQT est une société d'investissement de premier plan, dotée de plus de 50 milliards d'EUR de capital levé sur 28 fonds. Les fonds EQT ont des sociétés de portefeuille en Europe, en Asie et aux États-Unis avec un chiffre d'affaires total de plus de 19 milliards d'euros et environ 110 000 employés. EQT travaille avec un portefeuille de compagnie dans le but d'atteindre une croissance durable, une excellence opérationnelle et un leadership sur le marché.

Plus d'infos : www.eqtpartners.com

À propos du groupe GN

Le groupe GN est un leader mondial en solutions audio intelligentes [avec pour vocation de vous permettre de mieux entendre, de mieux faire et de mieux vivre et ce, au-delà de toutes vos attentes]. Notre ambitieux voyage de 150 ans nous a menés des câbles télégraphiques aux ondes radio puis à l'ingénierie de solutions audio intelligentes. Pour

célébrer notre anniversaire, nous nous appuyons sur nos compétences uniques en matière de solutions audio médicales, professionnelles et grand public pour nous aider à continuer à transformer des vies grâce au pouvoir du son.

GN a été fondée dans un esprit véritablement novateur et international. Aujourd'hui, nous honorons cet héritage avec une expertise de pointe mondiale en matière d'audition, de son, de technologie sans fil, de miniaturisation et de collaborations avec des partenaires technologiques de premier plan. Les solutions GN sont commercialisées sous les marques ReSound, Beltone, Interton, Jabra et BlueParrott dans 100 pays. Fondé en 1869, le groupe GN emploie plus de 6 000 personnes et est coté au Nasdaq de Copenhague (GN.CO).

La seconde génération ZPOWER offre de nouveaux niveaux de performance

Les performances de ZPower ont évolué. Aujourd'hui, Widex présente le nouveau système rechargeable ZPower de deuxième génération, offrant aux utilisateurs d'aides auditives rechargeables Widex une flexibilité et des performances inégalées.

Cette nouvelle génération prend en compte tous les éléments composant le système de recharge, du logiciel du chargeur au tiroir pile. Le chargeur fournit désormais un cycle de charge plus optimisé, et une nouvelle puce ASIC avec nanorevêtement garantit la meilleure utilisation de l'énergie à court et à long terme possible. Un tiroir pile plus solide avec 100% de plastique supplémentaire et une configuration de contact de pile améliorée rendent la conception plus robuste que jamais, tandis que la protection supplémentaire des pièces métalliques contre l'humidité fournit une résistance optimale à la corrosion.

« Comme toutes les entreprises très attachées à la qualité, Widex améliore constamment ses solutions auditives. C'est pourquoi nous sommes ravis d'annoncer que le système rechargeable ZPower de deuxième génération pour les aides auditives Widex a évolué pour mieux répondre à la demande du marché en matière de solution rechargeable fiable et supérieure », explique Søren Hvidberg Nielsen, Vice-Président du Marketing monde chez Widex.



Cette évolution des accus ZPower survient à un moment où la personnalisation du son dans les aides auditives a également évolué. Il y a quelques semaines à peine, Widex a annoncé que son moteur d'intelligence artificielle, SoundSense Learn, avait été amélioré pour améliorer et personnaliser le son 25% plus rapidement dans les aides auditives Widex Evoke.

« Grâce à ces améliorations ZPower et à la personnalisation plus rapide de Widex Evoke, nous offrons aux utilisateurs le produit fantastique qu'ils attendent et qu'ils méritent », déclare Søren Hvidberg Nielsen.

ZPower rechargeable batteries are known for their high capacity, flexibility and safety. They have the highest energy capacity of all 312-batteries and outperform other rechargeable options by 20%. ZPower batteries can easily be replaced with standard zinc-air batteries if needed - or vice versa. They are also fully recyclable, mercury-free and non-flammable.

Les accus ZPower sont reconnues pour leur grande capacité, leur flexibilité et leur sécurité. Ils ont la plus grande capacité énergétique de toutes les piles 312 existantes et surpassent de 20% les autres options rechargeables équivalentes. Les accus ZPower peuvent facilement être remplacés par des piles zinc-air standard si nécessaire - ou inversement. Ils sont également entièrement recyclables, sans mercure et ininflammables.

■ PHONAK Cyril DESSEL devient ambassadeur phonak

Bron, France 11 mars 2019 - Cyril Dessel, sportif de haut niveau et porteur d'appareils auditifs Phonak depuis de nombreuses années s'engage avec Phonak pour changer la vie des personnes malentendantes. Totalement persuadé des bénéfices des aides auditives au quotidien, Cyril Dessel et Phonak souhaitent faire comprendre au grand public qu'il y a des solutions pour améliorer la vie de tous les malentendants.

Atteint d'une perte auditive depuis la naissance Cyril Dessel a vécu de nombreuses années sans avoir recours à l'appareillage. Le manque d'informations et la peur de parler de son handicap l'ont contraint à user de différents stratagèmes pour combler sa perte auditive et ce, durant toute son enfance et son adolescence.



Puis, en 2002 lors de son entrée dans l'équipe professionnelle de cyclisme Phonak, il ose enfin parler de sa perte auditive et essaye, pour la première fois, des aides auditives Phonak. Il se souvient de ces premiers moments :

« La découverte de nouveaux sons, de nouveaux bruits (et le volume plus élevé de ces bruits) que je n'avais jamais entendu ou pratiquement jamais entendu. Réapprendre à écouter ces nouveaux sons, à les interpréter demande un effort de concentration que le cerveau n'avait plus ou pas l'habitude de fournir. Mais tout ceci génère tellement d'émotions ! » raconte Cyril Dessel.

Cyril Dessel connaît et utilise les appareils Phonak depuis plus de 17 ans maintenant. Phonak a contribué à améliorer sa qualité de vie personnelle bien entendu mais aussi ses relations dans le milieu professionnel. En effet, son travail dans le milieu sportif nécessite de nombreuses interactions dans des environnements différents et parfois très bruyants : en extérieur, en course, en conférence, en réunion, au téléphone...



« L'utilisation d'aides auditives nécessite souvent un petit temps d'adaptation. Il faut, en premier lieu, que l'oreille accepte l'appareil sans aucune gêne de façon à oublier que l'on porte des aides auditives. Il faut ensuite que le cerveau interprète les nouveaux sons qui sont perçus. A partir de là, les appareils auditifs permettent au malentendant de retrouver de la confiance et de la vitalité en toutes circonstances. Il pourra ainsi facilement prendre part à toutes les conversations en famille ou entre amis, regarder la TV et suivre les films » détaille-t-il.

Vincent Lefèvre, Directeur de la marque pour la France commente ce partenariat : « Depuis plus de 70 ans, Phonak s'efforce de développer de nouvelles technologies au service des malentendants pour les aider et leur apporter un maximum de confort. Cyril Dessel l'a bien compris et c'est pour cette raison qu'il a pris la décision de s'associer à notre marque et j'en suis ravi. Nous avons déjà une ambassadrice féminine, Sophie Vouzelaud, qui nous prouve sans cesse de par ses différentes activités publiques et artistiques qu'être malentendant n'est plus un frein et qu'en étant appareillé on peut mener une vie normale.

L'arrivée de Cyril en tant qu'ambassadeur Phonak nous permet d'explorer une nouvelle facette avec une personnalité issue du monde sportif. Il mène, lui aussi, de nombreuses activités de coaching, de manager... et ce, dans des environnements sonores très différents. Son témoignage et son soutien à la marque Phonak nous apportera beaucoup j'en suis certain. »



« Les aides auditives Audéo Marvel sont plus puissantes, et la qualité d'écoute est meilleur (le son est plus pur), aussi j'entends mieux certains sons très aigus que je n'avais pas l'habitude d'entendre. La possibilité d'apporter des réglages à distance par l'intermédiaire de l'application myPhonak est très intéressante pour moi qui bouge beaucoup » témoigne Cyril Dessel.

Phonak Marvel : l'alliance ultime d'une qualité de son exceptionnelle et de la connectivité Bluetooth® universelle désormais disponible avec une bobine d'induction magnétique et un nouvel embout SlimTip titan

Bron, France 22 mars 2019

En octobre dernier, Phonak présentait Marvel - la première aide auditive au monde alliant connectivité Bluetooth universelle, rechargeabilité et applications



intelligentes interactives, pour une meilleure expérience utilisateur. Phonak Audéo Marvel reste à ce jour la première et seule solution auditive au monde capable d'offrir une diffusion audio directe à partir d'une multitude d'appareils compatibles Bluetooth, avec un son stéréo clair et riche. Elle est également la première à garantir une connexion fluide avec les iPhones mais aussi les smartphones Android, qui représentent 86 % des téléphones intelligents dans le monde¹.

Phonak Marvel a reçu des éloges appuyés au sein de la communauté, voire même en dehors. Selon une récente enquête² :

- 95 % des audioprothésistes seraient prêts à recommander les aides auditives Marvel à leurs confrères ;
- 92 % d'entre eux soulignent avant tout le fait que Marvel combine connectivité universelle et rechargeabilité sans transiger sur la qualité du son ;
- Enfin, pour 90 % des audioprothésistes, les aides auditives Marvel offrent aux primotutilisateurs une qualité de son exceptionnelle dès la première adaptation.

Quant aux utilisateurs, ils apprécient la qualité optimale du son transmis³ et la possibilité de prendre les appels téléphoniques en mains libres. Grâce à AutoSense OS 3.04, les aides auditives Marvel reconnaissent et s'adaptent automatiquement à plus d'environnements sonores qu'auparavant, offrant une expérience d'écoute encore plus fluide. De plus, l'application MyPhonak permet à l'utilisateur de faire ajuster ses aides auditives en temps réel par son audioprothésiste, via un appel vidéo, n'importe où, n'importe quand. Sa technologie révolutionnaire a valu à Phonak Audéo Marvel d'être désignée meilleure aide auditive de l'année 2019 et meilleur dispositif médical mobile au CES et d'être primé au CES® Innovation Awards 2019 ainsi qu'aux Edison Awards.

« Des milliers d'audioprothésistes du monde entier ont directement pu mesurer les avantages de Phonak Marvel, à savoir qualité de son exceptionnelle dès la première adaptation, compréhension accrue de la parole dans le bruit et qualité optimale du son transmis », se réjouit Martin Grieder, vice-président du groupe Phonak. « Cette aide auditive multifonction fait toute la différence en situations réelles et a un impact significatif sur le bien-être des patients. »

Connectivité et accessibilité accrues avec les modèles à bobine d'induction magnétique (BIM) En introduisant Audéo M-312T et Audéo M-13T, Phonak étend sa gamme de solutions de connectivité Marvel déjà complète. Très appréciés, ces modèles conservent la qualité de son exceptionnelle et la connectivité Bluetooth universelle du modèle Audéo M original, tout en offrant les avantages d'une bobine d'induction.



Ajoutons que Phonak est parvenu à produire ces nouveaux modèles BIM en augmentant la dimension du boîtier de 2 mm seulement. De la même taille ou presque que le modèle Audéo M-312 original, Audéo M-13T bénéficie cependant d'une autonomie supérieure permettant aux utilisateurs de profiter d'une semaine entière d'écoute, y compris avec diffusion sans fil.

Les nouveaux modèles BIM offrent aux utilisateurs une accessibilité accrue en garantissant une connexion directe avec les systèmes de boucle à induction. Ces dernières années, l'utilisation de ces systèmes s'est répandue au-delà de leur destination traditionnelle dans les salles de spectacle, lieux de cultes et auditoriums. Aujourd'hui, de nombreux environnements en sont équipés pour permettre aux utilisateurs d'aides auditives avec bobine de s'y connecter.

« Les aides auditives Marvel sont devenues une référence incontournable pour de nombreux audioprothésistes », ajoute Thomas Lang, vice-président directeur chez Phonak. « Le fait qu'elles soient aujourd'hui dotées d'une bobine d'induction offre encore plus d'avantages à encore plus de patients, en particulier dans les lieux qui sont équipés de tels systèmes. »

Durabilité et taux d'adaptation accrues avec le nouveau SlimTip titane Phonak introduit également son tout premier embout SlimTip titane pour toutes les aides auditives Marvel. Cet embout haut de gamme est le fruit du savoir-faire de Phonak en matière de coques en titane sur mesure. Plus résistant que les embouts

standard en acrylique, hypoallergénique, le nouveau SlimTip titane est agréable à porter. Grâce à la solidité du titane, Phonak a ainsi pu concevoir et réaliser un embout SlimTip titane de 0,2 mm d'épaisseur seulement.



L'objectif était également d'améliorer le taux d'adaptation pour les oreilles de petite taille. Une étude interne⁵ réalisée par Phonak a ainsi montré une augmentation de 50 % du taux d'adaptation pour les très petites oreilles par rapport aux embouts SlimTip classiques en acrylique. Parce que les coques en titane sont deux fois plus minces que celles en acrylique, le nouvel embout SlimTip titane est plus compact, pour une adaptation plus sûre et plus fiable. Les audioprothésistes peuvent désormais offrir à leurs patients un choix encore plus large.

« Coup de cœur auditif » assuré pour le plus grand nombre avec ces nouveautés qui complètent la plateforme Marvel.

Les modèles Audéo M-312T, Audéo M-13T et les nouveaux embouts SlimTip titane sont disponibles à compter du 22 mars 2019. Tous les dispositifs seront entièrement compatibles avec RogerDirect, dont la commercialisation est prévue cet automne.

1. *Global mobile landscape 2016*, eMarketer, novembre 2016
2. *Étude de marché Phonak #1241 « Marvel Post Launch Research B2B »*, étude réalisée au Canada, en Allemagne, aux États-Unis, janvier 2019 (215 participants). Veuillez contacter marketinsights@phonak.com
3. Legarth, S., Latzel, M., & Rodrigues, T. (2018). *Media streaming: The sound quality wearers prefer*. Phonak Field Study News, extrait de www.phonakpro.com/evidence
4. Rodrigues, T., & Liebe, S. (2018). *AutoSense OS TM 3.0. The new & enhanced automatic operating system*. Phonak Insight, extrait de www.phonakpro.com/evidence, consulté le 16 octobre 2018.
5. *Étude interne Phonak 2018, étude taux d'adaptation relatif SDS4.0* février 2018

Maud GARREL

Téléphone +33 4 72 14 50 28

E-mail maud.garrel@sonova.com



STARKEY Première Mondiale : Starkey lance la première aide auditive dotée de capteurs intégrés et de l'intelligence artificielle



Solution auditive révolutionnaire, qui au-delà de ses performances dans le traitement de signal sonore, permet le suivi de l'activité physique et cérébrale. Livio™ AI est également la première aide auditive au monde capable de détecter les chutes ou encore d'assurer des fonctions de traduction instantanée.

Créteil, le 13 février 2019 - Avec Livio AI, Starkey® Hearing Technologies réinvente l'expérience auditive. Déjà récompensée au CES de Las Vegas, Livio AI est le premier dispositif Healthable™ au monde qui, grâce à ses capteurs intégrés et à l'intelligence artificielle dont elle est dotée, est capable de suivre l'activité physique et de mesurer la santé cognitive de l'utilisateur lors des interactions sociales. Elle propose la fonction exclusive « Détection et alertes en cas de chute » ainsi que de la traduction instantanée en 27 langues.

« Avant toute chose, Livio AI est la meilleure solution auditive que Starkey n'ait jamais conçue. Offrant des performances et une qualité sonore sans précédent. En particulier dans la reconnaissance de la parole en milieu bruyant. L'industrie auditive mondiale entre dans une ère nouvelle et Livio AI en est le précurseur. Si autrefois, l'aide auditive était un appareil à fonction unique, il devient aujourd'hui une solution multifonction.

C'est le premier dispositif qui inaugure la catégorie des Healthables ! Grâce à ses capteurs intégrés, un gyroscope, un accéléromètre et à l'intelligence artificielle, il permet pour la première fois aux utilisateurs, d'adopter une approche proactive de leur santé auditive et de leur santé en général. « Livio AI est en effet

bien plus qu'une simple aide auditive, c'est une passerelle pour un meilleur avenir de la santé, du bien-être et à termes de la qualité de vie », a commenté Brandon Sawalich, président de Starkey Hearing Technologies.

Bénéficiant de la technologie de traitement du signal Hearing Reality™ qui est conçue pour rendre l'expérience d'écoute plus efficace et plus confortable, ses nouveaux algorithmes de gestion du bruit réduisent les perturbations occasionnées par le brouhaha dans les environnements bruyants*. Ils permettent également de diminuer nettement l'effort d'écoute et d'améliorer la clarté de la parole. Tandis que l'utilisation de l'intelligence artificielle et des capteurs intégrés optimisent l'expérience utilisateur et participent à son intégration dans la vie au quotidien.

Livio AI révolutionne ce que « Mieux entendre, Mieux vivre » signifie.



Ce lancement mondial intègre une toute nouvelle application mobile - Thrive™ Hearing Control, facile à utiliser et ultra-fonctionnelle. Outre la possibilité donnée aux utilisateurs de suivre leur activité physique ou cérébrale, d'effectuer des réglages, de créer des programmes personnalisés, l'application permet une connectivité Bluetooth® universelle. Ce lancement est complété par l'arrivée de quatre nouveaux accessoires Starkey Hearing Technologies- dont un streamer TV et un microphone déporté qui rend Livio AI compatible avec Alexa d'Amazon®. De plus, Livio AI offre un service de télé audiologie grâce auquel, les audioprothésistes peuvent ajuster et optimiser les performances des aides auditives dans toutes les situations d'écoute, permettant aux utilisateurs de bénéficier d'une expérience unique de réglage à distance en temps réel.

Repoussant les limites de l'expérience utilisateur, Starkey est à l'origine d'innovations technologiques révolutionnaires dédiées aux malentendants, qui

reposent sur l'intelligence artificielle telles que :

- Écoute naturelle et clarté de la parole dans les environnements bruyants sans précédent grâce à la nouvelle technologie Hearing Reality™
- Détection et alertes par sms en cas de chute
- Traduction en 27 langues
- Mesures du rythme cardiaque**
- Thrive™ Virtual Assistant**
- Transcription audio-texte
- Suivi de la santé et du bien-être grâce à l'application Thrive™ et au score combiné de l'activité physique et cérébrale : score de bien-être Thrive™
- Comprendre et voir les bienfaits en temps réel de l'utilisation des aides auditives sur la santé
- Interface utilisateur naturelle grâce au Tap control
- Télé audiologie : programmation et réglages à distance
- Connectivité Bluetooth® universelle. Compatible Alexa d'Amazon
- Streaming sans-fil des appels téléphoniques, musique et bien plus encore
- Disponible en version rechargeable

Qu'est-ce que c'est un Healthable™ ?

Livio AI crée une nouvelle catégorie de solution dédiée à la santé en général. Les performances du traitement du signal offrent au patient, la qualité sonore qu'il est en droit d'attendre pour sa santé auditive. Les capteurs intégrés et l'intelligence artificielle transforment l'appareil auditif en une solution multifonction, qui lui permet d'appréhender sa santé plus globalement et de manière proactive pour **Mieux entendre et donc Mieux vivre.**

Livio AI est le pionnier de ce que nous appelons : la technologie Healthable™.

« Nous vivons actuellement une période passionnante de notre industrie et nous espérons révolutionner l'aide auditive. En la dotant de capteurs intégrés et de l'intelligence artificielle, pour la transformer en un dispositif multifonction. En plus de proposer une qualité sonore sans précédent, Livio AI est aussi capable de mesurer l'activité physique, de suivre la santé cognitive et le rythme cardiaque ainsi que de détecter les chutes, de traduire instantanément une langue ou encore de bénéficier d'un assistant virtuel », a ajouté Achin Bhowmik, directeur des nouvelles technologies et vice-président exécutif ingénierie de Starkey Hearing Technologies. « Et ce



n'est que le début - avec les fonctions de détection environnementale avancée et les réglages géolocalisés, Livio AI est équipée d'une interface naturelle avec le Tap control et est proposée en version rechargeable. Livio AI est le nec plus ultra de la solution auditive multifonction, offrant une qualité sonore et une facilité d'utilisation optimales. »

Starkey se réjouit par ailleurs de présenter une solution capable d'offrir à des millions de gens et à leur entourage une réelle sérénité. Livio AI est en effet assortie d'une fonctionnalité révolutionnaire la « Détection et alertes en cas de chute », qui aide le patient à conserver son autonomie et à se sentir en sécurité. Cette fonction détecte les chutes et envoie un sms d'alerte à des contacts désignés. De nouveaux procédés majeurs ont été développés par Starkey pour éviter les faux positifs et ne prévenir qu'en cas de chute avérée.

« J'ai toujours rêvé d'impacter positivement la société, » a confié Bill Austin, fondateur et PDG de Starkey.

« Livio AI et sa fonction 'Détection et alertes en cas de chute', en plus d'offrir une appréciable sérénité à l'entourage des patients, a le potentiel de sauver des vies dans le monde entier. »

Livio AI est actuellement disponible aux États-Unis et au Canada et sera proposée dans plus de 20 pays à partir du 21 Mars 2019. Ce jour-là, notre nouvelle aide auditive Livio AI sera présentée lors d'un événement qui se déroulera au Philharmonie de Paris puis au Congrès professionnel UNSAF les 22 et 23 mars. Pour en savoir plus sur les aides auditives Livio AI, l'application mobile Thrive™ et les nouveaux accessoires Starkey, rendez-vous sur www.starkey.fr

* Delta SenseLab. (2018, novembre). Benchmark evaluation of spatial noise management in

hearing aids. Traduction : Évaluation de référence de la gestion du bruit spatial dans les aides auditives. FORCE Technology Venlighedsvej 4 2970 Horsholm, Danemark. Evaluation comparative réalisée pour 5 appareils auditifs du marché.

** Bientôt disponible.

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

Livio™ AI classée «REAL-TIME TECH» dans l'édition 2019 du magazine The Future 100



Livio AI a été classée dans la catégorie «REAL-TIME TECH» dans le domaine TECH & INNOVATION dans l'édition 2019 du magazine THE FUTURE 100 - Innovation Group J. Walter Thompson Intelligence, publié en Novembre 2018.

Chaque année, l'agence identifie dans son magazine les 100 innovations qui selon elle vont révolutionner l'année.

Celui-ci met en évidence les produits qui feront la tendance de l'année suivante dans les domaines de la culture, la technologie et l'innovation, les voyages et l'hôtellerie, les marques et le marketing, les aliments et boissons, la beauté, la vente au détail, la santé, les modes de vie et le luxe.

J. Walter Thompson (JWT) est une importante agence de communication américaine dont les activités sont

internationales. Son magazine THE FUTURE 100 explique les raisons pour lesquelles, l'agence considère que ces produits ou services répondront aux tendances des usages de demain. Livio AI a été classée dans la catégorie des produits Healthable «REAL-TIME TECH» (Technologie en temps-réel) au côté de Reebok, pour une brassière de course adaptative ou encore Puma, pour des chaussures de course, qui tiennent compte du niveau de fatigue de l'utilisateur.

Dans cette catégorie, l'agence met en avant les marques dont les innovations technologiques dans le domaine «bien-être» et santé, font évoluer leurs nouveaux produits en des solutions multifonction connectées, avec accès à l'information et à de nouveaux services en temps réel.

Pour information, ce magazine est téléchargeable gratuitement sur : <https://www.jwtintelligence.com/trendreports/the-future-100-2019>.

OTICON

Oticon défie une loi de la physique avec sa nouvelle gamme connectée : Oticon Opn S !



Fort du succès d'Oticon Opn, sa première génération d'aides auditives révolutionnaires, Oticon lance Opn S, une seconde génération d'aides auditives aux performances inégalées

Extrait traduit de l'article : «La technologie devient plus intuitive que jamais, avec des nouveaux produits et appareils pouvant s'adapter instantanément à leur environnement. Livio AI est une aide auditive dotée de capteurs intégrés et de l'intelligence artificielle (AI), avec un retour d'informations en temps réel.

Plus particulièrement, la solution propose la traduction instantanée en 27 langues. Elle peut également être utilisée comme activité de tracking, contrôleur vocal pour alerter le personnel d'urgence lors d'une chute, pour écouter de la musique ou le son d'un téléviseur...

POURQUOI EST-CE INTÉRESSANT ?

Les progrès technologiques intègrent des dispositifs et des matériaux dotés de capacités biologiques, en les transformant comme une extension du corps du porteur.»

TECH & INNOVATION

16

REAL-TIME TECH

Technology is becoming more intuitive than ever, with new products and devices that can instantly adapt to their surroundings.

Livio AI is elevating the hearing aid with integrated sensors and artificial intelligence (AI) for real-time feedback. More recently, the device provides live language translation for 27 languages. It can also be used as an activity tracker, an Alexa voice controller, to alert emergency personnel in the event of a fall, or to stream music to TV audio.

Reebok released a shape-shifting sports bra in August 2018 that adapts to wearer's movement. The material incorporates a thickening that which changes texture in response to movement and is also used in NASA space suits and "hologram" suits. The substance allows the bra to adapt support for different levels of activity, softening to provide more support while moving, and softening while the wearer is at rest.

Puma partnered with the MIT Design Lab to create adaptive shoes that respond to the wearer's fatigue, which were revealed at the 2018 Milan Salone del Mobile design week. The Deep Learning knitted shoe factors that responds to sweat to collect biological information about the wearer. A layer of

© L'Oréal Paris Innovation, 2018. All Rights Reserved. Photo: Starkey and Reebok.

THE FUTURE 100 45

electronic circuits then detects any changes in this biological information and transmits that data, to help prevent fatigue and improve performance.

"We are imagining products that can adapt to users and the environment in real time, without the user having to do anything, to optimize their movement, body and their performance," says MIT Design Lab director Yiyun Lim.

WHY IT'S INTERESTING: Advances in technology are imbuing devices and materials with biological capabilities, turning them into an extension of the wearer's body.



et qui s'inscrit directement dans la lignée de l'innovation de rupture Oticon Opn. La gamme Opn a changé la manière dont l'audiologie traditionnelle prend en charge l'environnement sonore : alors que les technologies traditionnelles utilisent des microphones directionnels pour capter l'interlocuteur en face de soi, Opn, ouvre le champ sonore à 360° pour permettre de retrouver une audition plus naturelle, plus complète, le tout, en allégeant l'effort d'écoute.

Aujourd'hui, Oticon Opn S va encore plus loin. Grâce à sa nouvelle plateforme, Opn S peut faire une promesse aux malentendants que personne n'avait osé faire jusque-là : une compréhension de la parole comparable à celle d'une audition normale, dans les environnements bruyants !



Avec Opn, l'écart de compréhension dans un milieu bruyant entre malentendants et normo entendants s'était déjà fortement réduit.

Des études cliniques avaient montré que la technologie révolutionnaire mise au point par Oticon permettait déjà une compréhension supérieure de 30% en milieu bruyant, une réduction de l'effort d'écoute de 20% et une capacité de mémorisation augmentée de 20%.

Mais pour combler l'écart de performance entre perte auditive et audition normale il fallait encore augmenter la puissance de la puce de traitement de signal. C'est ce qu'ont réalisé les ingénieurs de chez Oticon après plusieurs années de recherche en mettant au point Velox S, la plateforme la plus rapide jamais développée par Oticon. La puissance du moteur d'Opn S est telle qu'il faut désormais rajouter aux performances de la première génération, 30% d'indices acoustiques de la parole supplémentaires apportés au cerveau, une compréhension de la parole augmentée de 15%, une

réduction de l'effort d'écoute augmentée de 10% et une capacité de mémorisation améliorée de 10%.

Et tous ces atouts permettent aujourd'hui d'affirmer, grâce à de nouvelles études scientifiques indépendantes, qu'Oticon Opn S offre une compréhension de la parole comparable à l'audition normale dans les environnements bruyants ! *

Défier une loi de la physique pour y parvenir !

Selon les lois de la physique, un microphone trop proche d'un haut-parleur crée un Larsen. Les audioprothésistes doivent donc souvent faire des compromis entre le réglage optimal, le type d'appareil auditif (notamment l'embout qui vient se loger dans l'oreille) et le risque de Larsen ; la qualité de l'adaptation s'en trouve ainsi limitée et le confort est réduit.

Oticon défie et brise cette loi de la physique avec sa nouvelle gamme d'aides auditives Oticon Opn S.

Comment ? Grâce à l'OpenSound Optimizer. Cette fonctionnalité analyse le son à une vitesse de 56 000 fois par seconde ! Contrairement aux technologies traditionnelles, l'OpenSound Optimizer détecte et prévient le Larsen avant même qu'il se produise ! Pour réussir ce pari fou, une nouvelle plateforme numérique a été conçue : Velox S, la plus rapide jamais développée par Oticon. Les nouveaux algorithmes de traitement du signal permettent la gestion proactive du Larsen.

La parole est alors amplifiée de jusqu'à 6 décibels en plus, tout en permettant des adaptations plus confortables, sans aucun risque de Larsen, et permet ainsi 30% d'indices de la parole supplémentaires.

Plus de compréhension... moins d'effort !

Dans Opn S, la technologie révolutionnaire Open Sound Navigator qui a fait le succès d'Opn a été sublimée par la puissance de la puce. Grâce à un ajout de mémoire et une optimisation des calculs de la puce Velox S, les aides auditives Opn S sont capables de reconnaître les sources sonores de l'environnement, d'en rééquilibrer l'intensité et de débruiter le signal plus de 100 fois par seconde. Le résultat est une compréhension en milieu bruyant comparable à celle d'un normo entendant avec un effort d'écoute réduit.

Quels bénéfices pour les utilisateurs ?

Les bénéfiques utilisateurs sont nombreux. Entendre sur 360°, comprendre plus facilement et mieux se souvenir de la conversation que l'on vient d'avoir sont autant d'avantages qui vont permettre à de nombreux malentendants de reprendre leur vie d'avant. Celle qu'il aurait eue s'ils n'étaient atteints de perte auditive.

Des aides auditives connectées, pour devenir acteur de sa santé !

La gamme Oticon Opn S est connectée à l'application Oticon ON, pour contrôler facilement les aides auditives. En effet, via cette application il est possible, entre autres, de régler le volume ainsi que la source du son diffusé et les sons de soulagement des acouphènes, alterner entre les programmes, accéder à la fonction de recherche « trouver mon aide auditive », recevoir un guide d'informations et des liens vers les modes d'emploi, connaître l'état de la batterie...

Sur Oticon ON l'utilisateur à accès à deux aides indispensables : l'application HearingFitness, semblable à une application sportive, celle-ci va donner des conseils afin d'améliorer l'audition du malentendant avec des soins auditifs personnalisés ; et la fonction OpenSound Booster, pour lui permettre de déclencher temporairement un 'boost' de ses réglages dans le cas de situations sonores complexes, pour l'aider à encore mieux comprendre, tout en réduisant encore plus son effort d'écoute.

* Juul Jensen 2018, livre blanc Oticon, Oticon Opn S 1

Oticon medical dévoile sa nouvelle application smartphone pour les candidats à la solution auditive à ancrage osseux ponto

Ponto Trial Companion, l'application qui permet de guider le patient tout au long de son essai Ponto

Oticon Medical a annoncé lors du congrès des Audioprothésistes (Unsaf) les 22 et 23 mars 2019, le lancement de la première application de suivi dédiée aux malentendants candidats à une solution auditive à ancrage osseux.



Les intérêts de ce service proposé par l'audioprothésiste à son patient sont multiples :

- Engagement du candidat renforcé
- Faire prendre conscience des apports de la solution auditive en conduction osseuse

- Appréciation améliorée du service rendu
« Impliquer le candidat dans son essai, via un outil simple et ludique est un vrai plus pour le professionnel de santé, les expériences et ressentis sont évalués en temps réel, l'audioprothésiste peut ainsi revenir sur telle ou telle situation à posteriori et affiner les réglages en conséquences. » mentionne Bertrand VALENTIN, Directeur Oticon Medical France.

Au-delà de l'aspect pratique de ce suivi quotidien, la volonté du centre de R&D Oticon Medical est de faciliter la gestion quotidienne pour les professionnels : le candidat a accès à l'ensemble des

informations sur sa solution et son fonctionnement directement dans l'application. Et à l'issue de la période d'essai, un rapport complet est adressé à l'audioprothésiste, pouvant compléter le compte-rendu envoyé au médecin ORL prescripteur.

L'application Ponto Trial Companion est désormais disponible sur les Smartphones Apple® et Android™, téléchargeable gratuitement et en français via les plateformes de téléchargement AppleStore® et GooglePlay™.

Pour plus d'informations sur la compatibilité, veuillez consulter www.oticonmedical.com/wireless-compatibility.

Apple, le logo Apple, iPhone, iPad et iPod Touch sont des marques commerciales d'Apple Inc., déposées aux États-Unis et dans d'autres pays.

Oticon Medical France, Parc des Barbanniers, 3 Allée des Barbanniers 92635 Gennevilliers Cedex
Tél. : 01 46 24 75 34 - Fax : 01 41 43 23 29



OFFRE D'EMPLOIS ◀



NOUS RECHERCHONS **DES AUDIOPROTHÉSISTES** **DIPLOMÉS D'ÉTAT**

Dans le cadre de son développement, les magasins franchisés Optical Center de La Vienne (86), recrutent de nouveaux collaborateurs H/F en CDI (35 heures hebdomadaires) avec ou sans expérience.

Rejoignez nos équipes professionnelles, dynamiques et bénéficiez des conditions salariales valorisantes : Salaire + primes + tickets restaurant + mutuelle.

Contact : Nadine Bard-Sirgy 06 61 09 29 95 ou nbardsirgy@bruninvest.com



SoluSons recrute des audioprothésistes en CDI sur les secteurs de :

- 69** Lyon
- 42** Roanne
- 63** Clermont-Ferrand
- 33** Bordeaux
- 79** Niort
- 74** Haute-Savoie

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@solutions.fr - Tom DIDIER 06 80 77 53 77



> OFFRE D'EMPLOIS



AUDITION

Dans le cadre de la création d'un espace santé mutualiste intégrant une agence, un centre d'optique, un cabinet dentaire et un centre d'audition doté d'un plateau technique neuf et haut de gamme Interacoustics.

Eovi services et soins recherche un Audioprothésiste DE en CDI

- Travail en collaboration avec un assistant
- Conditions de travail motivantes
- Possibilités d'évolution

Rejoignez notre équipe d'audioprothésistes !

Contact Franck LENAIN
au 07 72 13 23 96



Avec AUDITION CONSEIL 3 solutions pour accompagner les indépendants :

CRÉER SON ACTIVITÉ

Vous souhaitez vous installer en tant qu'indépendant ?

TRANSFORMER SON CENTRE

Vous êtes déjà en activité et souhaitez bénéficier de la force d'une enseigne nationale ?

S'ASSOCIER OU DEVENIR SALARIÉ

Intégrez un réseau avec plus de 90% de centres exclusifs



Rejoignez AUDITION CONSEIL le 1^{er} réseau d'audioprothésistes indépendants sous enseigne

Contactez Denis Kocher,
Directeur du développement



acfp@auditionconseil.fr
01 56 56 75 61
06 45 24 93 69



AUDITION CONSEIL fait partie des meilleures enseignes de France pour la 3^e année consécutive

auditionconseil.fr 



AUDITION MUTUALISTE
VOTRE AUDITION. NOTRE PRIORITÉ.

La Mutualité Française Allier SSAM RECRUTE 1 audioprothésiste (H F)

- ⇒ Contrat CDI à temps plein
- ⇒ Rémunération attractive, sur 13.55 mois
- ⇒ Interventions sur deux centres : Vichy et Moulins (03)
- ⇒ Possibilité de développement
- ⇒ Expérience souhaitée
- ⇒ L'audioprothésiste sera assisté(e) d'un(e) assistant(e)
- ⇒ **Poste à pourvoir dès que possible**

Renseignements par téléphone auprès du Responsable du Service :
04.70.34.10.53 et / ou 04.70.34.10.54

**Merci d'adresser CV et
lettre manuscrite de motivation à :**

Mutualité Française Allier SSAM
11 rue Marcellin Desboutin - 03000 MOULINS
direction@mutallier-services.fr



Aidez nous à changer la vie de milliers d'hommes
et de femmes en leur faisant vivre
une expérience unique !

NT mondial de l'audition. Amplifon en France c'est :
Un parcours de formation personnalisé avec les meilleurs experts du métier
La liberté de choix des prothèses auditives
Une évolution de carrière construite avec un manager Audioprothésiste
Un partenaire privilégié et historique des médecins O.R.L.

À votre tour, venez vivre une expérience professionnelle unique - connectez-vous
sur www.careers.amplifon.com ou contactez Thibault LEDROIT au 06 23 30 33 74

amplifon

1 INTRA AURICULAIRE SUR 3 INTRA SIGNIA VENDU EST UN

signia

Life sounds brilliant.

Insio, le sur mesure - Silk l'hybride CIC/RIC.

Les solutions intra-auriculaires Signia pour un confort d'écoute et une discrétion absolus.



Insio™ Nx

Le sur mesure pour une expérience unique

Performance, intelligibilité et connectivité, le tout réuni avec une discrétion inégalée.

- **Dynamique étendue** pour une qualité sonore optimale dans le bruit
- **Anti-Larsen** dernière génération
- **Directivité Binaurale OneMic** offrant une captation microphonique directionnelle
- **e2e Ultra HD** (transfert des signaux microphoniques d'un appareil à l'autre, en continu).
- **Réduction de l'encombrement des composants**
- **Fiabilité optimale** des microphones MEMS
- **Antenne e2e intégrée** pour une communication avancée entre les appareils
- **Antenne Bluetooth®** directement intégrée à la faceplate (modèles ITC et ITE)
- **Faceplate réduite** pour une discrétion maximale
- **Bluetooth® LE⁽¹⁾** pour un streaming direct en stéréo
- **StreamLine TV**, transmission directe et en stéréo de la télévision
- **StreamLine Mic**, streaming audio et appels mains libres depuis tous les périphériques Bluetooth



Silk™ Nx

L'intra-auriculaire hybride CIC-RIC en adaptation immédiate

Adaptation immédiate, invisibilité et qualité sonore optimale.

- **Ultra discret, intra-auriculaire hybride CIC-RIC en adaptation immédiate**, pour pertes auditives légères à moyennes
- **Son naturel, e2e Ultra HD** (synchronisation binaurale en continu)
- **Confortable et rétention optimale dans le conduit** grâce au **dôme manchon** (click sleeve™)
- **Performance unique sur le marché grâce à la directivité binaurale OneMic**, pour une meilleure compréhension dans le bruit
- **Dynamique étendue**
- **Anti-Larsen ultra performant et amélioration de la qualité sonore des sons environnants**
- **CROSPhone**, pour une écoute du téléphone dans les 2 oreilles⁽²⁾
- **CROS/BiCROS**, captation microphonique sans fil du côté cophotique avec CROS Silk Nx
- Applications **touchControl™ / myHearing™** (TeleCare 2.0) **sans relai intermédiaire** et télécommande **miniPocket**



signia-pro.fr



Bienvenue à la révolution auditive

La première aide auditive Healthable™ au monde avec suivi de l'activité physique et cérébrale.

livio™ AI

La première aide auditive dotée des fonctions :



Suivi de l'activité physique et cérébrale



Détection et alertes de chute



Thrive™ Assistant



Option rechargeable



Traduction instantanée



Transcription audio-texte



Self Check de la performance de l'aide auditive



Interface utilisateur naturelle et contrôle tactile

Bientôt disponible



Mesures du rythme cardiaque



Suivi de bien-être

Le patient peut afficher et gérer ses données de santé avec l'application Thrive™ et recevoir un retour quotidien sur ses progrès en visualisant son score de bien-être Thrive™.



Pour en savoir plus, renseignez-vous dès à présent auprès de votre responsable régional ou rendez-vous sur www.starkeyfrancepro.com.