

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 33 - Mars/Avril 2020 - Numéro 2

Grand Prix du Collège National d'audioprothèse Election du meilleur mémoire des 7 écoles d'audioprothèse

(1ÈRE PARTIE)



Veille acouphènes

Un bruit vraiment blanc ? (Partie 2)
« La TRT bien tempérée »

Philippe LURQUIN, K. PHUONG



Offres d'emploi



Veille Technique

Les innovations des industriels



Actualités

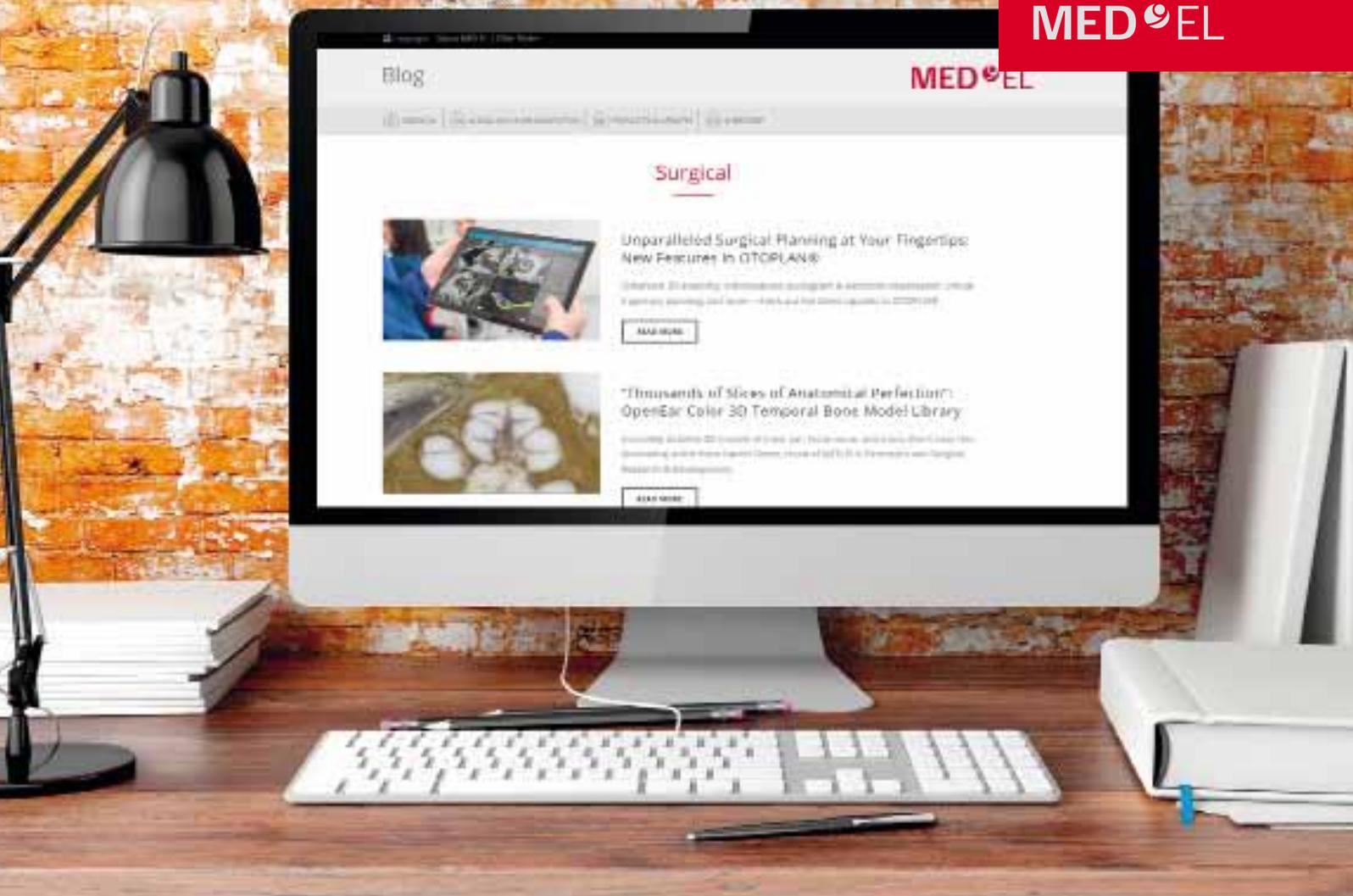
Enseignement



SFORL

Demi-journée pluridisciplinaire
autour de l'audition

Lundi 12 Octobre 2020 - Programme



Blog MED-EL pour les professionnels

Vous êtes un professionnel de l'audition ?
MED-EL développe un espace qui vous est dédié, avec une
multitude de thèmes et de ressources utiles :

- Articles argumentés sur des thèmes spécifiques
- Cas cliniques chirurgicaux
- Webinars (réglages, formations...)
- Ressources audiologiques
- Nouveautés produits

Bientôt disponible !

Restez à l'écoute, c'est pour très bientôt !

medel.com



3 Editorial

Paul AVAN



5 Communiqué de presse

25^{ème} Enseignement Post-Universitaire reporté à 2021



6 Dossier : Grand Prix du Collège National d'audioprothèse (1^{ère} partie)

6 Relation entre l'amélioration du RSB apportée par une aide auditive et l'intelligibilité dans le bruit

Pauline BARON

15 L'utilisation de l'inhibition résiduelle pour la mise en évidence des corrélats neuronaux des acouphènes sur acquisition EEG

Zohra BELHADJ-CHAIDI

25 Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant « Élaboration d'un protocole d'appareillage »

Jean-Damien CLAUSS



33 Veille acouphènes

Un bruit vraiment blanc ? (Partie 2)

« La TRT bien tempérée »

Philippe LURQUIN, K. PHUONG.



38 Veille technique

Les innovations des industriels

PHONAK, RESOUND, STARKEY, SIGNIA, WIDEX



54 SFORL Société Française d'ORL et de Chirurgie de la face et du cou

Demi-journée pluridisciplinaire autour de l'audition

Programme



61 Actualités

Enseignement



64 Offres d'emploi

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

francoisleher@orange.fr

http://www.college-nat-audio.fr/

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ

LCA - 20 rue Thérèse

75001 Paris

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

stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités & annonces

editions-cna@orange.fr

Dépôt Légal à date de parution

Mars/Avril 2020

Vol. 33 N°2

Imprimé par INORE GROUPE

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 GALLEGRO



Stéphane GARNIER

Alexandre GAULT

Grégory GERBAUD

Céline GUEMAS

Jehan GUTLEBEN

Bernard HUGON

Jérôme JILLIOT

Yves LASRY



Yvan 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

Jean-Paul BERAHA

Geneviève BIZAGUET

Daniel CHEVILLARD

Christine DAGAIN

Ronald DE BOCK

Xavier DEBRUILLE



François DEGÔVE

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 DODELE

Bruno LUCARELLI

Philippe LURQUIN

Leonardo MAGNELLI



Carlos MARTINEZ OSORIO

Thierry RENGLLET

Juan Martinez SAN JOSE

Christoph SCHWOB

Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

Recevoir la distinction de meilleur mémoire pour une école d'audioprothèse est toujours un moment agréable dans la carrière débutante des lauréats, et elle leur offre l'opportunité de publier le travail dans nos colonnes. Ceci permet à nos lecteurs d'apprécier l'esprit d'investigation et d'innovation de leurs jeunes collègues, et aux Cahiers de mesurer l'évolution des techniques et de la manière dont les jeunes diplômés les abordent.

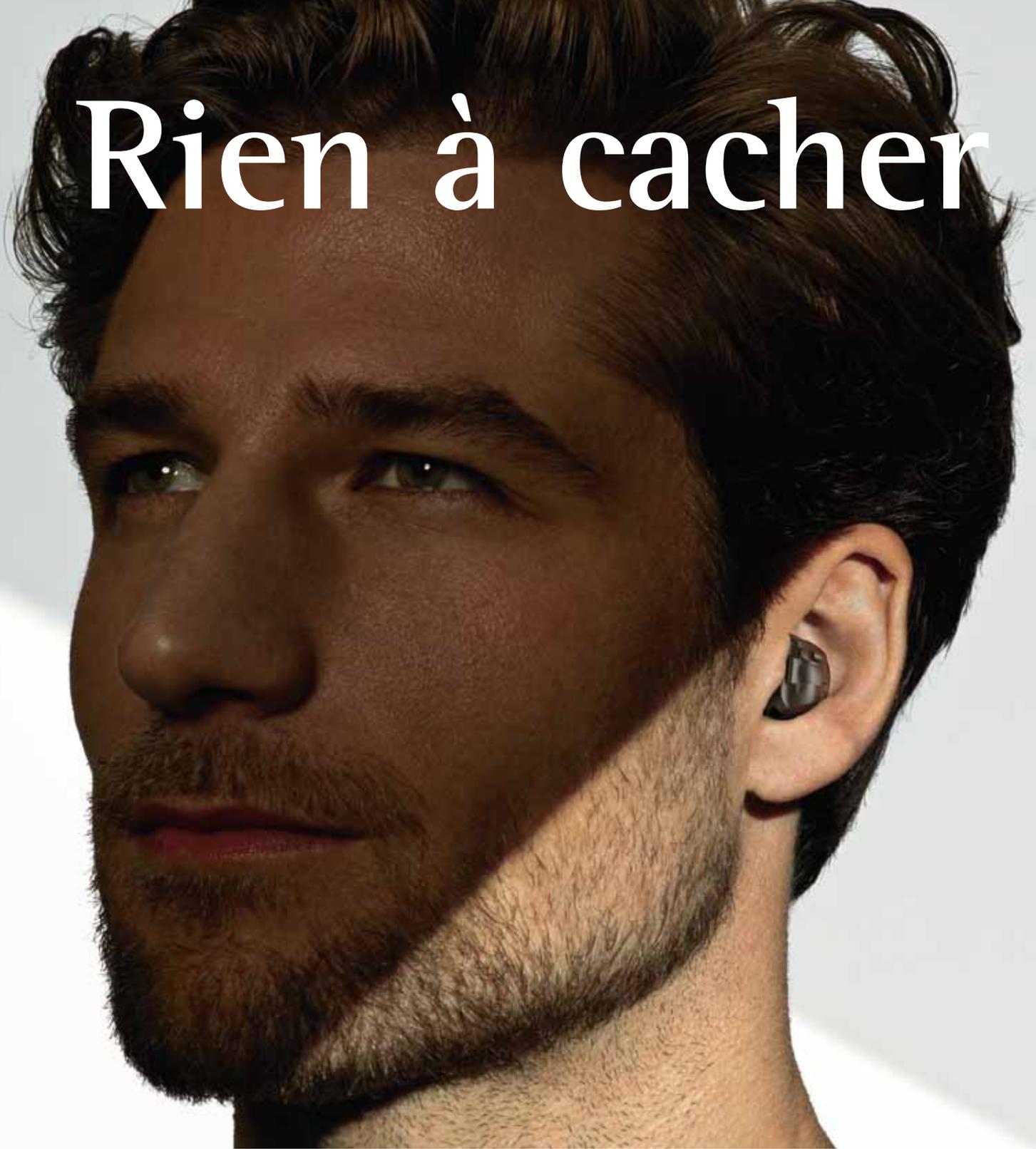
Les performances en milieu bruyant constituent la préoccupation de deux des trois mémoires de ce numéro d'après-confinement: une question bien opportune à l'heure où les patients déconfinés signalent unanimement leurs difficultés dans le bruit depuis l'avènement des masques.

Le mémoire de Pauline Baron met bien en évidence un élément de complexité de la question posée : l'amélioration de la compréhension de la parole dans le bruit n'est pas strictement proportionnelle à l'amélioration du rapport signal sur bruit apportée par une aide auditive. Jean-Damien Clauss de son côté part de la constatation que le réglage des aides auditives de certains patients travaillant dans le BTP ne sont pas adaptés à l'intensité sonore d'exposition de l'employé : ici aussi le confinement, de par la consignation à domicile des confinés et l'arrêt des activités de BTP suivie de leur reprise, a sensibilisé les riverains de chantiers à l'ambiance sonore pour le moins agressive sur les zones de construction. Le travail aboutit à des recommandations de réglage et d'adaptation de prothèses auditives dans le cadre de la prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant, à valider maintenant sur le terrain.

Le troisième mémoire par Zohra Belhadj-Chaidi décrit une étude des modifications cérébrales engendrées par les acouphènes par électroencéphalographie (EEG), une technique pionnière combinée ici à l'inhibition résiduelle. Son utilisation permet d'obtenir l'absence temporaire d'acouphènes ce qui offre une occasion de comparer l'activité cérébrale avec et sans perception de l'acouphène. Cette étude exploratoire a le mérite de mettre en évidence un biais, dont l'analyse permettra l'amélioration des protocoles futurs. La recherche de traces objectives des acouphènes, un préalable à la meilleure compréhension de leur physiopathologie, reste un domaine expérimental semé d'embûches.

D'autres questionnements qui collent tout autant à l'actualité audiolgique ont été abordés par les lauréats des autres écoles, et feront l'objet du numéro suivant des Cahiers : d'ici leur parution, excellent été !

Rien à cacher



2020-03 / Phonak - Sonova France S.A.S. - 5 rue Maryse Bastié - 69500 Bron - RCS LYON B 314 036 682. Tous droits réservés - Crédit photo : Phonak

Plus qu'une oreillette, une aide auditive multifonctionnelle

- Un son riche et clair
- Connexion aux smartphones, à la TV, aux microphones Roger™ ...
- Applications intelligentes
- Sur-mesure



Phonak Virto™
M-312 Black

Communiqué de presse

25^{ème} Enseignement Post-Universitaire reporté à 2021



COMMUNIQUÉ DE PRESSE

25^{ème} Enseignement Post-Universitaire
reporté à 2021

Considérant les conditions sanitaires et réglementaires liées au Covid-19, ainsi que les risques qui en résultent :

LE COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE A DÉCIDÉ AU COURS DE SON ASSEMBLÉE GÉNÉRALE DE REPORTER LE 25^{ÈME} ENSEIGNEMENT POST-UNIVERSITAIRE EN AUDIOPROTHÈSE, INITIALEMENT PRÉVU À PARIS LES 27 ET 28 NOVEMBRE 2020.

Notre sens de la responsabilité nous oblige à ne prendre aucun risque avec la santé de toutes celles et ceux qui font le succès de cet événement : participants, intervenants et partenaires du secteur de l'audition.

NOUS VOUS DONNONS RENDEZ-VOUS EN FIN D'ANNÉE 2021 POUR PARTICIPER À CETTE 25^{ÈME} ÉDITION DANS DE MEILLEURES CONDITIONS.

Néanmoins, pour les prochains mois à venir, au regard de l'importance des contenus à délivrer, enrichis d'éléments liés à l'actualité, **le Collège travaille d'ores et déjà sur un projet de formation en ligne.**

Vous pourrez découvrir sur notre nouveau site prochainement en ligne :

<http://www.college-nat-audio.fr/> l'université virtuelle du CNA qui vous donnera de nombreux avantages : accéder aux replays de l'EPU, recevoir gratuitement les Cahiers de l'Audition et bien plus encore.

Restez connectés !

**Secrétariat du
Collège National
d'Audioprothèse**

secretariat-cna@
ant-congres.com

Tél. : +33 4 67 10 92 23



> Dossier

Grand Prix du Collège National d'audioprothèse



Relation entre l'amélioration du RSB apportée par une aide auditive et l'intelligibilité dans le bruit

Pauline BARON Audioprothésiste DE - Université de BORDEAUX
Maître de mémoire : Mr Xavier DELERCE

Résumé

Les algorithmes de traitement du signal des aides auditives permettraient d'améliorer la perception de la parole dans un environnement bruyant. Cependant, l'incapacité à bien entendre dans le bruit reste l'une des principales raisons de l'insatisfaction des patients vis-à-vis de leur appareillage.

L'objectif de cette étude a été de quantifier l'amélioration du RSB apportée par une aide auditive dans une configuration précise puis de mettre en relation cette mesure objective du RSB avec une mesure subjective de l'intelligibilité dans le bruit (SRT), dans l'intention d'estimer l'utilisation de cette performance technologique par les patients.

Un appareillage auditif a été testé selon deux configurations de réglages différentes. Dans un premier temps, des mesures physiques de RSB à l'entrée et à la sortie d'une aide auditive ont été réalisées à l'aide de la méthode d'Hagerman et Olofsson. Dans un second temps des mesures cliniques de SRT ont été effectuées avec le FrMatrix sur des patients équipés de cet appareillage auditif.

Les résultats ont pu mettre en évidence qu'un appareil auditif actuel améliore l'émergence de la parole dans le bruit et que cette amélioration n'est pas strictement proportionnelle à l'amélioration de la compréhension de la parole dans le bruit des patients. L'âge semblant ici être un facteur clé.

Mots clés : Rapport Signal sur Bruit (RSB), Seuil d'intelligibilité (SRT=Speech Reception Threshold)

Introduction

Nombreux sont les désagréments sonores qui nous entourent tels que les bruits domestiques (bruits de vaisselle, bruits d'aspirateur par exemple) ou encore les bruits extérieurs (bruits de chantier ou issus du trafic routier). Ce phénomène, omniprésent au quotidien, peut représenter un véritable obstacle à la compréhension du message émis par le malentendant. Discriminer la parole en présence de bruit est compliqué, et ce d'autant plus si la personne souffre d'une perte auditive.

Dans l'intention de restaurer au mieux et en toutes circonstances les capacités de communication, l'un des principaux défis relevés ces dernières années par les fabricants d'aides auditives a été l'amélioration de la perception du message vocal en milieux bruyants. Aujourd'hui, de nombreux raffinements ont été apportés dans les algorithmes de traitement du signal, permettant la détection différenciée du signal de parole et du bruit, par divers procédés :

- **La mise en place de réducteurs de bruit**, où les algorithmes doivent déterminer si le signal de parole est contaminé par le bruit, puis ajuster le gain de l'aide auditive dans des bandes de fréquences spécifiques.
- **L'utilisation de microphones directionnels dit adaptatifs**, adaptant leur angle de captation en fonction des zones fréquentielles.
- **La connectivité binaurale** : les deux aides auditives fonctionnent ensemble de manière synchronisée pour l'ajustement du volume, des programmes, des divers algorithmes en fonction de l'environnement d'écoute, permettant ainsi de reproduire une pseudo stéréophonie.

Avec un réglage et des paramètres acoustiques adaptés à la perte auditive du patient, un audioprothésiste s'appuie principalement sur ces trois algorithmes pour améliorer le Rapport Signal sur Bruit (RSB, noté S/B ou SNR, Signal to Noise Ratio en anglais) de l'environnement d'écoute. C'est un indicateur de la qualité de la transmission du signal.

Il est calculé de la façon suivante :

$$RSB = 20 \log_{10} \left(\frac{L_S}{L_B} \right) = 20 \log_{10}(L_S) - 20 \log_{10}(L_B) = N_S - N_B \text{ (en dB)}$$

Équation 1 - Calcul du RSB (en dB)

Où L_S est l'énergie du signal de parole et L_B , l'énergie du bruit.

L'écart entre le niveau du signal et du bruit (donné en dB relatifs) est le Rapport Signal sur Bruit (RSB). Lorsque celui-ci est positif, le niveau de la parole est supérieur au bruit. A l'inverse, si ce rapport est négatif, le bruit est plus intense que la parole (l'effet de masquage augmente et les conditions d'écoute sont alors défavorables).



Cette mesure dite « objective » permet d'évaluer les performances des algorithmes des aides auditives comme la directivité ou la réduction de bruit en s'affranchissant de toute variabilité inter et intra-individuelle.

En milieu bruyant, l'ensemble de ces algorithmes de traitement du signal permettrait d'obtenir un RSB le plus positif possible de façon à améliorer le confort d'écoute et l'intelligibilité dans le bruit des patients. Cependant, malgré de nombreuses améliorations technologiques apportées ces dernières années, les problèmes de confort auditif et d'intelligibilité dans le bruit restent un fait récurrent dans le domaine de l'audioprothèse. En 2018, 31% des patients déclaraient que leurs appareillages ne fonctionnaient pas bien dans le bruit (EuroTrak, 2018).

D'un point de vue objectif, il est difficile d'estimer les performances des aides auditives dans le bruit, aucune méthode standardisée (IEC, ANSI) n'est proposée.

D'un point de vue subjectif, un des éléments pouvant donner une indication sur la performance d'une aide auditive est l'amélioration de la perception de la parole en milieu bruyant qu'elle procure. Le bénéfice perceptuel des algorithmes est généralement évalué en comparant les performances des sujets dans le bruit selon différents traitements du signal. Les tests les plus couramment utilisés consistent à modifier de manière adaptative le niveau de parole présenté dans un bruit de fond afin de déterminer le RSB auquel 50% (par exemple) de la parole est reconnue. Le résultat de cette mesure est appelé seuil de réception de la parole dans le bruit (SRT : Speech Recognition Threshold).

Sur le terrain, l'audioprothésiste dispose également de retours de patients et de questionnaires de satisfaction, qui donnent souvent des résultats contradictoires, la variabilité de l'intelligibilité inter-individus pour une même catégorie de surdité étant extrêmement importante.

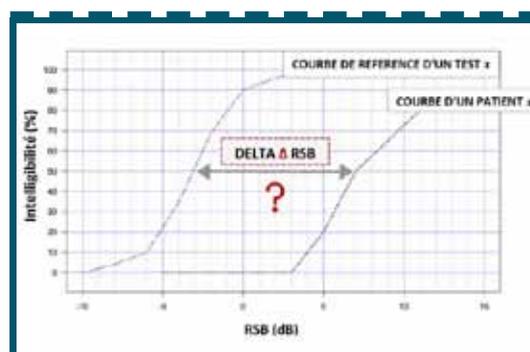
Dans la littérature, l'usage seul de l'algorithme de réduction de bruit a démontré des améliorations significatives pour le confort d'écoute. Néanmoins, lorsque celui-ci réduit de façon importante les bruits de fonds environnant (ce qui est souvent préféré par les patients), il est retrouvé une diminution des scores d'intelligibilité (Brons, Houben, and Dreschler, 2014).

Cette réduction de bruit est présentée sous forme « de boîte noire », aucun détail dans le traitement du signal n'est donné dans les spécifications de l'aide auditive. Par conséquent, il est souvent difficile de déterminer comment le gain de l'aide auditive change si le réducteur de bruit est activé, et surtout comment il diffère d'une aide auditive à une autre.

De façon individuelle, l'algorithme de directionnalité apporterait plus d'amélioration que l'algorithme de réduction de bruit (Ahmadi et al, 2018). De nombreuses études ont montré leurs bénéfices conjugués, même si les avantages dans le monde réel ne semblent pas clairs

en raison de la variabilité des environnements d'écoute. Toutefois la combinaison des deux (algorithme de réduction de bruit + microphone directionnel adaptatif) dans le cadre d'un appareillage binaural, offrirait un bénéfice important (Peeters et al, 2009).

Un audioprothésiste oriente son patient dans le choix de son appareil auditif, et par conséquent sur le niveau de technologie en fonction de ses besoins et de ses possibilités. Aujourd'hui, la plus grande distinction entre les différentes gammes repose principalement sur les capacités de l'appareil à extraire la parole dans un environnement bruyant. Des questions récurrentes se posent alors : « **Les performances des appareils ont elles évolué en milieu bruyant ces dernières années ? Le choix du niveau de gamme technologique aura-t-elle une répercussion sur la compréhension dans le bruit ?** ». Pour y répondre, il est difficile pour l'audioprothésiste de se contenter de la seule lecture des documents promotionnels fournis par les fabricants d'aides auditives décrivant leurs avancées technologiques. **Des questions peuvent ainsi légitimement se poser à nous : « Un appareil auditif actuel améliore-t-il l'émergence de la parole dans le bruit ? » et « De combien ? » ou « Cela se traduit-il par une amélioration de l'intelligibilité pour le patient ? » ce qui amène à la problématique suivante : L'amélioration de l'intelligibilité dans le bruit est-elle proportionnelle à l'amélioration supposée du Rapport Signal/Bruit apportée par une aide auditive ?**



« Si une aide auditive apporte x dB d'amélioration du RSB de l'environnement d'écoute, cela se traduit-il par un décalage identique du RSB lors de la mesure du SRT ? »

II

Matériel et méthode

Population cible

- Les sujets devaient présenter une expérience d'appareillage auditif bilatéral depuis plus de deux mois avec un temps de port suffisant de façon à s'assurer d'une bonne habitude à l'amplification.

- Le seuil sur la fréquence 4000 Hz ne devait pas être supérieur à 60 dB HL afin d'avoir une bande passante in vivo la plus large possible (250/4000Hz inclus),
- L'étude étant principalement orientée sur un test d'intelligibilité dans le bruit, les patients ne maîtrisant pas ou peu la langue française ont été écartés.

Protocole expérimental

Pour répondre à cette problématique, le protocole s'est déroulé en deux étapes. Dans un premier temps, nous avons quantifié l'amélioration objective des algorithmes de traitement du signal à l'aide de la méthode d'Hagerman et Olofsson (Hagerman&Olofsson, 2004). Puis dans un second temps, nous avons procédé à des mesures du SRT au FrMatrix, afin de déterminer leur bénéfice réel sur l'intelligibilité.

I - Mesure physique : amélioration potentielle du RSB apporté par un ACA

Choix du matériel de parole et de bruit

Dans un appareil auditif, les algorithmes sont influencés par le type de bruit en entrée, définissant ainsi l'amélioration du RSB à la sortie. De façon à pouvoir comparer par la suite, l'amélioration du RSB apportée par l'aide auditive testée, à l'amélioration subjective de l'intelligibilité des patients dans le bruit (qui sera déterminée au FrMatrix), des signaux similaires ont été employés. C'est-à-dire, un signal de parole le plus réaliste possible (l'ISTS) associé à un bruit stationnaire (l'fnoise), tous deux ayant les mêmes densités spectrales de niveau (le RSB étant alors identique à toutes les fréquences entre ces deux signaux).

Mise en application

Deux aides auditives récentes haut de gamme de type RITE, Fusion 2 Evoke 440 du fabricant Danois Widex ont été utilisées. Elles ont été programmées sur la base d'un audiogramme KS100 en pente douce (10 dB/octave), sans seuil d'inconfort.

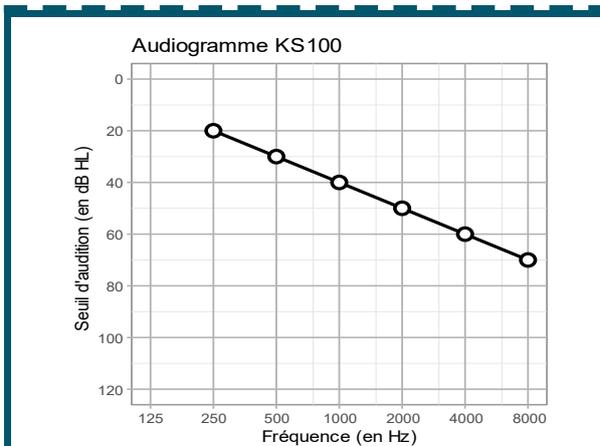


Figure 1 - Audiogramme KS100 utilisé comme base de réglage

En premier lieu, un préréglage a été réalisé avec une méthodologie propriétaire à Widex en mode « patient expérimenté » (100% du gain cible), avec écouteurs M et « embout sur mesure fermé ».

Puis, deux programmes correspondants à deux conditions de test ont été créés :

1. Dans un premier temps, en activant le réducteur de bruit à la valeur préconisée par le fabricant : mode « Mise en évidence de la parole », et mode directionnel adaptatif nommé « Locator HD avec Pavillon Virtuel ». **Programme P1, dit « Auto. ».**
2. Dans un second temps, en supprimant l'effet de tous les algorithmes (microphones, réducteurs de bruit, reconnaissance de la parole). **Programme P2, dit « Désact. ».**

Les bandes passantes (250 à 6000 Hz) des appareils ont été ajustées pour chaque programme sur une cible DSL 5.0, base insert et RECD HA1 moyen adulte à voix moyenne (65 dB SPL) dans un coupleur de 0,4 cc avec ISTS en entrée. Les autres paramètres ont été laissés tels que préconisés par le fabricant (CR et TK d'origine).

La méthode d'Hagerman et d'Olofsson a alors été appliquée pour chaque programme.

En quoi consiste cette méthode ? Cette méthode consiste à présenter simultanément un signal de parole et de bruit à l'appareil et à déterminer le RSB de sortie de façon à le comparer à celui connu en entrée ; cela nécessite d'extraire le signal de parole et de bruit amplifiés à la sortie de l'aide auditive. Dans la littérature, Hagerman & Olofsson utilisent la technique d'inversion de phase (Hagerman&Olofsson, 2004). Cette méthode d'extraction a ensuite été automatisée (Leclère, 2014). Notre procédure d'enregistrement a ainsi été la suivante : une tête artificielle en silicone sur laquelle deux aides auditives ont été positionnées, a été placée à distance du bras d'un haut-parleur qui émettait un signal de parole ISTS constant à un niveau de 65 dB SPL. Deux haut-parleurs arrière émettaient un bruit stationnaire (fnoise) variant de 75 à 55 dB SPL par pas de 5 dB de façon à tester des RSB d'entrée de -10 dB à +10 dB.



Figure 2 - Configuration d'enregistrement

Pour la mesure deux microphones étaient nécessaires : Un microphone de référence qui a été positionné à proximité de l'aide auditive de droite qui captait l'ambiance sonore du local de mesure. Et un microphone d'acquisition du signal amplifié, qui lui a été positionné au fond d'un coupleur 2cc à proximité de l'aide auditive gauche. **Soit OD : mesure du RSB d'entrée ; OG : mesure du RSB à la sortie de l'aide auditive.**

Après acquisition des signaux de référence et de mesure par l'enregistreur ci-dessus (Cf. Figure 2), une interface créée sur **Matlab et R** a permis l'extraction automatique du signal de parole et de bruit amplifié à la sortie de l'aide auditive.



Pour chaque programme testé, l'anti-larsen était désactivé afin d'éviter une éventuelle inversion aléatoire de phase lors des enregistrements. Le résultat obtenu sera exploité par la suite.

II - Mesures cliniques : SRT au FrMatrix

Deuxième étape, détermination des bénéfices réels de ces algorithmes sur l'intelligibilité dans le bruit.

Chaque rendez-vous commençait par une otoscopie, suivie d'une audiométrie tonale réalisée aux inserts. Les deux aides auditives étaient ensuite adaptées dans les deux configurations précédemment décrite sur la base de leur audiogramme en Mesure In Vivo. Une obturation totale du CAE a été réalisée en insérant l'écouteur Widex Easywear T2M dans le tube d'un insert de manière à ce qu'aucun bruit ne rentre directement dans les conduits auditifs, seuls les appareils devant traiter les sons extérieurs.



Figure 3 - Couplage acoustique

Une fois l'appareillage établi, le sujet devait réaliser un FrMatrix pour ces deux conditions « off » et « auto ». Pour la passation du test, une même configuration spatiale a été choisie : le sujet devait être positionné sur sa chaise à distance d'un bras tendu (70 cm environ) du haut-parleur (HP1) situé face à lui. Ce HP émettait le message utile (listes de 20 phrases) à un niveau constant de 68 dB SPL. Les deux haut-parleurs latéraux arrière (respectivement à 135/225°), eux, émettaient le bruit stationnaire qui variait en fonction des réponses du patient de façon à avoir le RSB correspondant à 50 % d'intelligibilité (SRT).

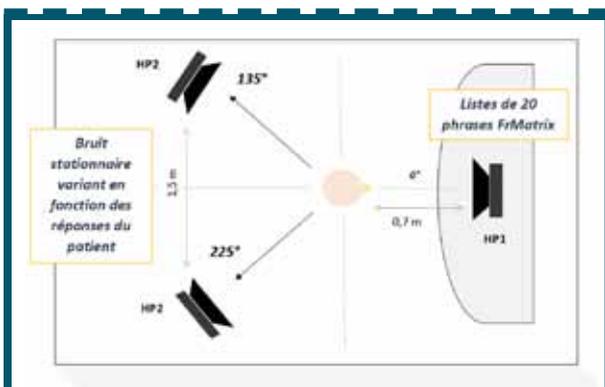


Figure 4 - Configuration spatiale utilisée au FrMatrix

La procédure en format « ouvert » a été appliquée (le sujet ne possédait pas la matrice lors des répétitions). Le test commençait toujours par une liste L1 d'entraînement avec le programme P1 de façon à optimiser les résultats à la deuxième et troisième liste (Jansen, Wouters, and Wieringen 2013). Puis, deux listes de comptages ont été effectuées et randomisées de la façon suivante :

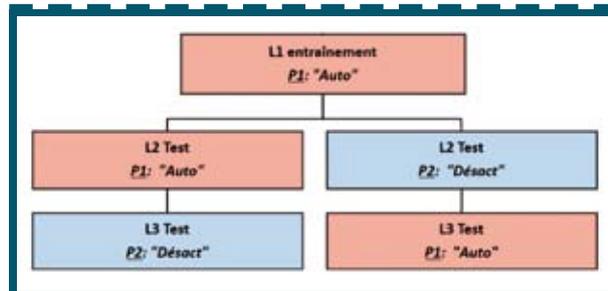


Figure 5 - Randomisation des listes de test

Seules les listes L2 et L3 étaient prises en compte. Deux RSB (SRT50) issus de ces deux listes étaient obtenus, leur soustraction (**RSB Désact. - RSB Auto.**) permettant d'obtenir l'amélioration apportée. Le patient n'était pas informé de la composition des deux programmes, il entendait seulement « Universel » ou « Universel 2 » lors du changement.

Normes et justification des conditions de réalisation

L'ensemble de ces mesures ont été réalisées en spatialisant le signal de parole et de bruit afin de prendre en compte l'effet directionnel des appareils auditifs. Dans ce cas, aucune courbe d'intelligibilité de référence n'est fournie car la diversité des locaux de test est trop importante pour obtenir une moyenne fiable. Cependant, une courbe psychométrique de référence de la cabine de test était à notre disposition pour ces conditions spatiales spécifiques utilisées (Cantegrit, 2017) (Cf. Figure 6).

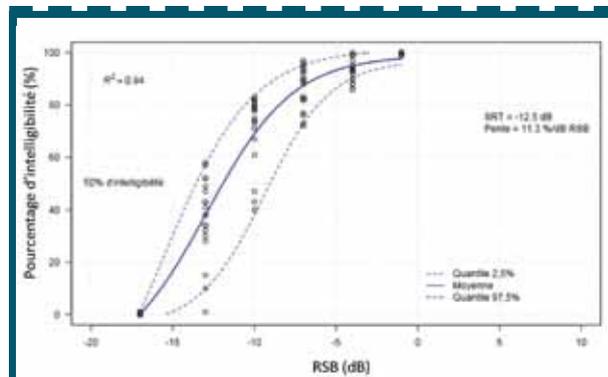


Figure 6 - Courbe d'intelligibilité de référence de la cabine de test

La pente au point 50% (pente au SRT-50) donne le pourcentage d'intelligibilité en fonction du RSB. Ici, la pente est de 11,3%/dB RSB ; chaque dB de SRT gagné est censé donner 11,3% d'intelligibilité en plus.



Résultats & analyses statistiques

Sujets retenus pour l'étude

- La cohorte est constituée de 18 sujets, 11 femmes et 7 hommes, âgés de 47 à 80 ans, avec une moyenne de 71 ans.
- Les 36 oreilles testées ont une perte d'audition comprise entre 30 dB HL et 57 dB HL ; 28% de perte légère, 69% de perte moyenne 1er degré, 3% perte moyenne 2nd degré.
- Le PTA moyen binaural est de 42,5 dB HL avec un audiogramme de type presbycusie.

Amélioration potentielle du RSB apportée par l'ACA

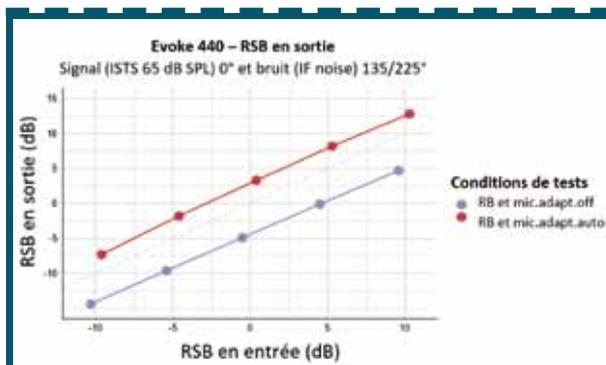


Figure 7 - RSB obtenu à la sortie de l'ACA F2 Evoke 440

Au niveau des résultats, une amélioration de 7.5 dB du RSB d'entrée a été obtenue entre les deux conditions, ce qui se visualise sur le graphique par l'écart entre la courbe rouge (traitement du signal actif) et la courbe bleue (traitement du signal désactivé).

Cette amélioration est à peu près constante pour chaque RSB en entrée testé. Lorsque que les algorithmes de traitement du signal étaient désactivés, (courbe en bleu) une détérioration de 4.9 dB en moyenne du RSB d'entrée a été obtenue.

Amélioration du SRT des sujets testés

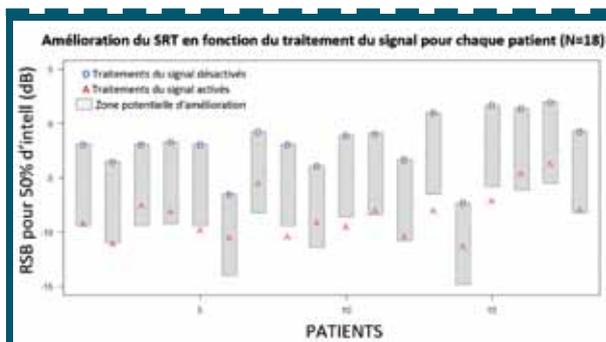


Figure 8 - SRT en fonction du traitement du signal appliqué (N=18)

Les résultats des 18 sujets testés sont ainsi représentés sur le graphique ci-dessus.

La zone potentielle d'amélioration correspond à l'amélioration du RSB apportée par l'aide auditive, déterminée précédemment. Cette zone se visualise sur le graphique par un rectangle grisé de dimension **7,5 dB de RSB** (RSB_{sortie} traitements du signal activés – RSB_{sortie} traitements du signal désactivés).

L'amélioration réelle, celle dont bénéficie le sujet, est quant à elle quantifiée par la différence de RSB pour 50% d'intelligibilité (SRT) selon l'activation du traitement du signal.

Amélioration réelle = Δ (delta RSB) = $RSB_{(traitements\ désactivés)} - RSB_{(traitements\ activés)} = D - A$.

Équation 2 - Calcul de l'amélioration réelle dont bénéficie le sujet

L'ensemble des résultats montre une hétérogénéité de l'amélioration du RSB, chaque sujet ne bénéficiant pas dans les mêmes proportions de l'amélioration du RSB par l'appareil, certains n'en bénéficient que d'une partie tandis que d'autres bénéficient de la totalité, voire plus (surexploitation des performances disponibles).

Les performances de tous les sujets testés, se répartissent ainsi en fonction du traitement du signal :

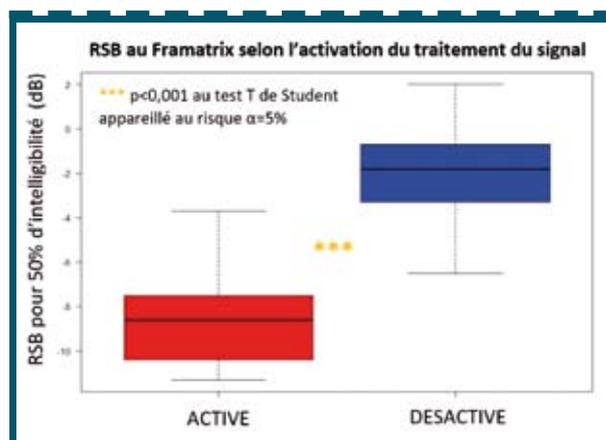


Figure 9 - Distribution du SRT au FrMatrix en fonction du traitement du signal appliqué (N=18)

Les résultats d'intelligibilité moyenne des sujets entre la condition « Traitements du signal activés » et « Traitements du signal désactivés » sont significativement différents au test T de Student au risque $\alpha = 5\%$ d'erreur.

- Une performance maximum de -11,3 dB de RSB est trouvée en condition « Activé » contre -7,3 dB en condition « Désactivé ».
- L'écart moyen de RSB entre les deux conditions de test est de 6,7 dB (RSB moyen pour 50% d'intelligibilité = -8,4 dB pour la condition « activé » contre -1.7 dB en condition « désactivé »).
- Un écart type moyen, $s = 2,35$ dB est obtenu entre ces deux conditions.

Corrélation facteurs annexes et delta de RSB

Relation PTA binaural/delta de RSB

$$\Delta = [RSB_{(traitements\ désactivés)} - RSB_{(traitements\ activés)}]$$

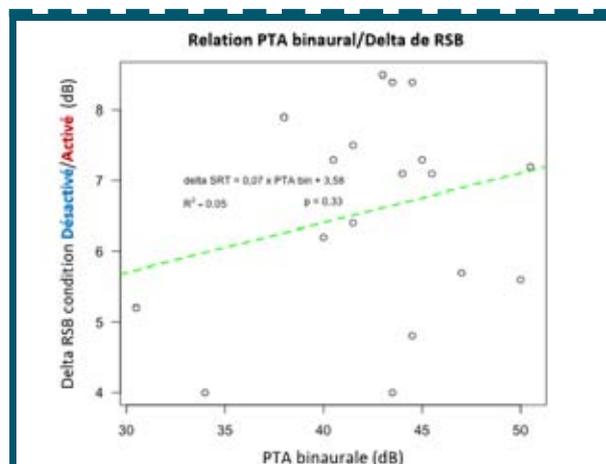


Figure 10 - Lien statistique entre le PTA binaurale et le delta de SRT (N=18)



On peut se poser la question d'une influence de la perte auditive sur ces résultats.

Entre ces deux facteurs, un coefficient de régression $R^2 = 0,05$ ($p = 0,33$) a été obtenu. Il y a donc un lien quasi-nul entre le PTA et le delta de RSB (Δ), ce qui se visualise graphiquement par la disparité des points de mesure qui ne semblent pas suivre une tendance particulière.

Relation pente audiométrique/delta de RSB

$$\Delta = [\text{RSB}_{(\text{traitements désactivés})} - \text{RSB}_{(\text{traitements activés})}]$$

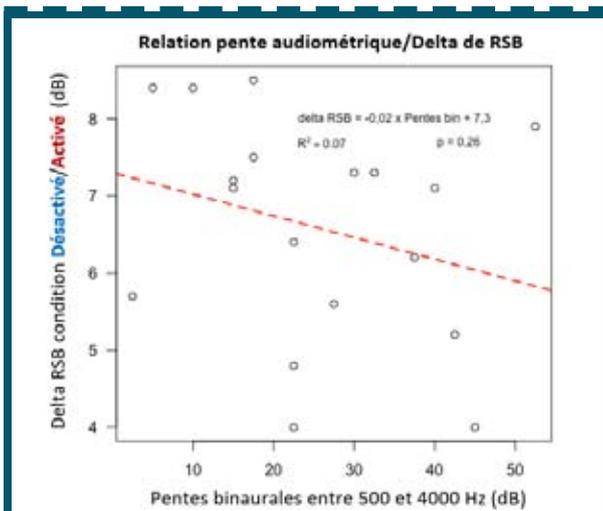


Figure 11 - Lien statistique entre la pente audiométrique binaurale et le delta de SRT (N=18)

Comme précédemment, nous visualisons une disparité des points autour de la courbe de tendance. Nous obtenons un coefficient R^2 proche de 0 : aucun lien ne semble exister entre la pente audiométrique et le delta de RSB.

Relation groupes d'âges/delta de RSB et groupes d'âges/perte de RSB

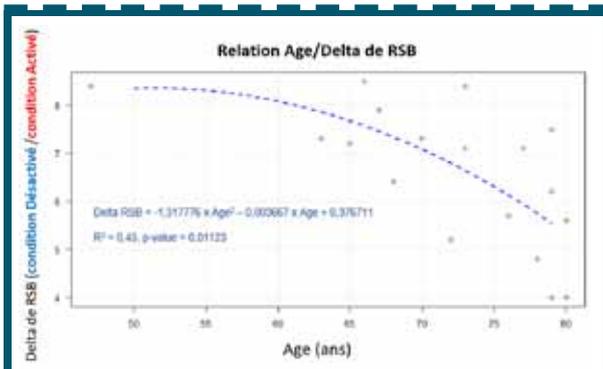


Figure 12 - Lien statistique entre l'âge des sujets testés et le delta de SRT (N=18)

Quand est-il de l'âge ? La répartition du nuage de point sur ce graphique (Cf. Figure12) nous laisse supposer une relation polynomiale du type : **delta de RSB (Δ) = a x Age² + b x Age + c**. Un coefficient d'ajustement de la courbe de régression R^2 de 0,45 (p -value = 0,01123) est obtenu, ce qui laisse supposer une corrélation entre le delta de RSB et l'âge : plus l'âge du sujet augmente, plus le delta de RSB diminue (perte de RSB apporté par l'appareil).

Pour des raisons d'échantillonnage faible, il n'est pas certain que les deux variables « âge » et « delta de RSB » soient distribuées normalement l'une par rapport à l'autre. Une recherche statistique de corrélation par le coefficient r (ρ) de Spearman a donc été menée afin de quantifier un éventuel lien entre l'âge des sujets et le delta de RSB pour 50% d'intelligibilité.

Une corrélation négative $\rho = -0,66$ avec une p -value de 0,0028 est calculée : il y a donc un lien probable entre l'augmentation en âge et la performance dans le bruit des sujets appareillés. Cette corrélation permet d'exprimer la perte de RSB (en dB) en fonction du groupe d'âge par le calcul suivant :

$$\text{Perte de RSB} = 7,5 (\text{dB}) - (\Delta [\text{RSB}_{(\text{traitements désactivés})} - \text{RSB}_{(\text{traitements activés})}]) \text{ (en dB)}$$

Équation 3 - Calcul de la perte de RSB (en dB)

- Une valeur positive en dB indique une perte de RSB par rapport au maximum que pourrait apporter l'appareil,
- Une valeur négative en dB indique une surexploitation de ce que pourrait apporter l'appareil.

L'échantillon a alors été réparti en 3 groupes d'âges :

La comparaison des groupes a été effectuée par un test de Wilcoxon pour séries non-appariées, l'usage de ce test non-paramétrique a été choisi en raison du faible échantillonnage des groupes et ainsi du risque de non-normalité des distributions. Tous les groupes d'âge présentent des moyennes de perte de RSB significativement différentes entre elles.

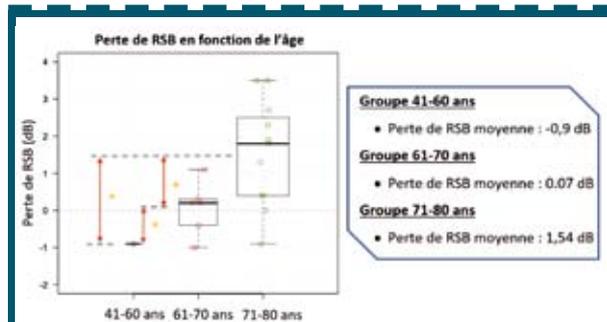


Figure 13 - Différences statistiques de la perte de RSB entre 3 groupes d'âge (N=18)

IV Discussion

D'un point de vue objectif, les mesures effectuées à l'aide de la méthode d'Hagerman et d'Olofsson ont permis de mettre en évidence une amélioration significative du RSB en entrée de 7,5 dB en moyenne. Cette amélioration est importante et à peu près constante quel que soit le RSB en entrée testé (de -10 à +10 dB).

Les résultats ont également montré que sans traitements du signal, l'aide auditive dégrade de 5 dB le RSB d'entrée, ce qui met en évidence l'importance de ces algorithmes.

Avec une activation des traitements du signal, un appareil auditif actuel améliore donc l'émergence de la parole en milieu bruyant pour **les conditions spécifiques de test utilisées ici**.

D'un point de vue subjectif, une amélioration clairement significative des performances des sujets testés après activation du traitement du signal a été retrouvée. En effet, un SRT50 à RSB moyen de -8,4dB a été obtenu au FrMatrix avec traitements du signal, contre -1,7 dB sans traitements.

Dans les conditions spatiales de test utilisées pour cette étude,

chaque dB de SRT gagné permettrait au patient d'obtenir 11,3% d'intelligibilité en plus. Cela correspondrait à une amélioration totale de 95% pour la condition « traitements activés », contre 20% en condition « traitements désactivés ».

Toutefois, les sujets testés ont bénéficié de cette amélioration de façon inégale :

- 13 patients ne bénéficient que d'une fraction de l'amélioration maximale potentielle
- 1 patient en totalité
- 4 patients utilisent plus de la totalité de l'amélioration maximale potentielle.

Soient 13 sujets/18 qui ont fait moins bien que ce que pourrait apporter l'appareillage en théorie contre 6/18 qui ont fait mieux que les 7,5 dB de RSB d'amélioration potentielle attendue. Nous pouvons constater pour 18 patients malentendants à audiogrammes « +/- homogènes », à quel point les différences d'intelligibilité sont importantes pour un même appareillage.

La cohorte était constituée de 11 Femmes et 7 Homme. Il n'y a pas eu de différences notables entre les deux sexes au niveau des performances (3 femmes sur 5 sujets ont surexploité le bénéfice, 8 femmes sur 13 sujets n'en ont tiré profit que d'une partie).

La perte moyenne ou encore la pente audiométrique, ne semblent quant à elles pas avoir un impact sur la perte de RSB. Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence ici.

La déperdition du bénéfice des performances de l'appareillage ne semblerait donc pas uniquement le fait de mécanismes acoustiques ou purement auditifs.

Parmi les sujets ayant bénéficié d'une partie de cette amélioration maximale potentielle, 10 sur 13 avaient un âge supérieur à 70 ans. L'utilisation de la totalité ou la surexploitation du bénéfice a quant à elle été constatée chez des sujets dont l'âge était proche ou inférieur à 70 ans (4 patients sur 5). Cette perte de RSB moyenne s'élevait à 0,07 dB pour la tranche d'âge comprise entre 61-70 ans contre 1,54 dB pour la tranche 71-80 ans.

Une corrélation a ainsi été obtenue entre l'âge des sujets testé et la perte de RSB ; la perte de RSB moyenne est de plus en plus élevée avec l'âge des patients.

Des résultats similaires ont été retrouvés dans une thèse au CHU de Lille où 200 patients normoentendants ont effectué un test dans le bruit pour l'élaboration du VRB (DECAMBRON 2018). Les patients ont été répartis en 6 groupes d'âges et une analyse multi groupes a également montré une différence statistiquement significative entre chaque catégorie au niveau des performances. La perte de RSB augmentait avec l'âge et débutait dès l'âge de 20 ans pour les deux sexes.

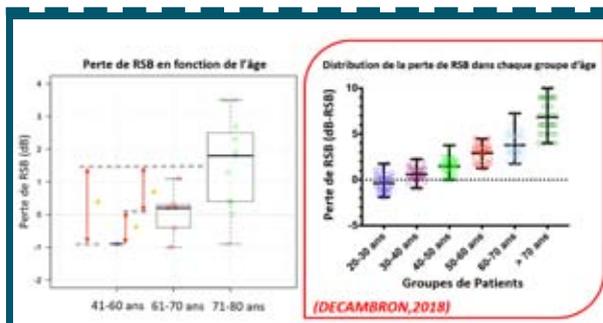


Figure 14 - Comparaison de résultats de deux études

Il est intéressant de constater un même résultat dans un échantillon beaucoup plus important de sujets et notamment sur des sujets normo-entendants. Avec l'âge même sans perte auditive, nous avons une diminution de nos capacités en milieu bruyant. On peut voir que l'effet de l'âge peut faire perdre 2 à 5 dB de RSB ce qui est déjà important. On peut ainsi émettre l'hypothèse que des mécanismes cognitifs pourraient expliquer ces résultats. Dans la littérature (Peelle and Wingfield 2015), cette notion de déclin cognitif est retrouvée dans les populations âgées, avec une nette influence sur l'audition et donc sur l'intelligibilité dans le silence mais surtout dans le bruit.

Néanmoins, Il ne faut pas oublier les limites de cette étude :

- La taille de l'échantillon est relativement restreinte.
- Les patients composant la cohorte font preuve d'hétérogénéité (âge, sexe, perte auditive, état physiologique de l'oreille interne et intégration des informations...).
- Aucun dépistage concernant l'intégrité du système auditif central ou de la mémoire de travail n'a été effectué.
- Une seule marque d'appareil a été testée, chaque fabricant ayant ses propres caractéristiques en la matière au niveau du traitement du signal.
- Les aides auditives testées ont été adaptées dans des conditions totalement contrôlées (conditions spatiales de test + adaptation optimale : fermée sur inserts). Une adaptation en micro-embouts avec évent aurait été plus réaliste mais aurait certainement abouti à de moins bons résultats, et encore moins bons avec des dômes totalement ouverts.
- La recherche de l'amélioration du RSB en fonction du traitement actif ou non de l'appareil a été effectuée avec un réglage précis, est-elle dépendante de la méthodologie de réglage ?
- Enfin, des mesures répétées de recherche de SRT avec un nombre de sujets plus important seraient nécessaires pour obtenir des probabilités de résultats fiables chez un groupe d'individus.

« Cette différence de bénéfice entre les sujets s'explique-t-elle par un de ces facteurs cités ? ou tous à la fois ? »

D'un point de vue conjugué, il est toujours difficile de mettre en relation des performances d'un appareil qui correspond à une mesure objective (une valeur brute, identique pour tous) et des mesures subjectives d'intelligibilité (dépendantes de chaque sujet testé). L'entraînement d'un patient à être exposé aux bruits dans son environnement ainsi que l'état émotionnel au moment du test peuvent également expliquer ces disparités et les difficultés à mettre en lien ces deux mesures.

V

Conclusion

En conclusion, l'amélioration de la compréhension de la parole dans le bruit n'est donc pas strictement proportionnelle à l'amélioration du rapport signal sur bruit apportée par une aide auditive.

La méthode d'Hagerman et d'Olofsson a permis de quantifier, visualiser, si « oui » ou « non » les algorithmes de traitement du signal sont efficaces. Ce test original mais aussi complexe pourrait permettre à l'audioprothésiste d'établir son propre jugement sur l'effet des dernières technologies et de connaître l'effet du réglage proposé par les fabricants, ce qui peut être intéressant dans une pratique quotidienne : **« Est-ce que le fait de déplacer un curseur d'un ou deux crans va réellement avoir une influence sur l'audibilité de la parole ? De quelle façon ? Et de combien ? »**



Toutefois, ce mémoire a pu mettre en évidence qu'il ne s'agit là que d'une pure assurance technique. Les résultats montrent en effet que même avec un appareil performant disponible sur marché, une déperdition du bénéfice existe, et qu'elle semble d'autant plus importante avec l'âge du premier appareillage.

L'orientation et le choix du niveau de technologie n'est pas toujours évident. Ces résultats pourraient donner une indication pour l'audioprothésiste, mais aussi avoir un rôle préventif : « **Effectivement les appareils ont bien évolué en milieu bruyant ces dernières années, un patient plutôt jeune ayant de bonnes capacités cognitives utilisera la totalité du potentiel de l'appareillage. A l'inverse, avec l'âge, on observe une diminution de l'exploitation des performances dans le bruit** ».

A nous de continuer de maintenir **notre rôle de prévention** auprès des patients. Plus cette action de sensibilisation sera menée tôt et meilleurs seront les résultats.

VI Bibliographie

Ahmadi, Roghayeh, Hamid Jalilvand, Mohammad Ebrahim Mahdavi, Fatemeh Ahmadi, and Ali Reza Akbarzade Baghban. 2018. "The Effects of Hearing Aid Digital Noise Reduction and Directionality on Acceptable Noise Level." *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology* 11 (4): 267-74. <https://doi.org/10.21053/ceo.2018.00052>.

Brons, Inge, Rolf Houben, and Wouter A. Dreschler. 2014. "Effects of Noise Reduction on Speech Intelligibility, Perceived Listening Effort, and Personal Preference in Hearing-Impaired Listeners." *Trends in Hearing* 18. <https://doi.org/10.1177/2331216514553924>.

Cantegrit, Julian. 2017. "Est-Ce Que Les Patients Perçoivent Correctement Leurs Degrés de Gêne En Bruyant ?" Université Paul Sabatier - Faculté de Médecine.

DECAMBRON, Marine. 2018. "Normalité de l'audition Dans Le Bruit Par Classe d'âges." Université de Lille 2.

Hagerman, Björn; Olofsson, Ake, B Hagerman, and Å Olofsson. 2004. "A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise." *Acta Acustica* 90 (2): 356-61. <http://www.ingentaconnect.com/content/dav/aaa/2004/00000090/00000002/art00016>.

Jansen, Sofie, J Wouters, and A van Wieringen. 2013. "Efficient and Sensitive Hearing Assessment Based on Speech Perception." *Biomedical Sciences PhD*.

Manufacturers, Hearing Systems. 2018. "Étude EuroTrak 2018 : Faits et Chiffres" 74: 55-57.

Peelle, Jonathan E., and Arthur Wingfield. 2015. "Listening Effort in Age-Related Hearing Loss." *Hearing Journal* 69 (11): 10-12. <https://doi.org/10.1097/01.HJ.0000508368.12042.08>.

Peeters, Heidi, Francis Kuk, Chi-chuen Lau, and Denise Keenan. 2009. "Subjective and Objective Evaluation of Noise Management Algorithms." *Journal of the American Academy of Audiology* 20 (2): 89-98. <https://doi.org/10.3766/jaaa.20.2.2>.

VENEZ PARTAGER NOS VALEURS AUDILAB

VOUS ÊTES
ÉTUDIANT



VOUS ÊTES
INDÉPENDANT



VOUS ÊTES
SALARIÉ



Des valeurs reconnues

Depuis 7 ans, Audilab est l'unique réseau d'audioprothésistes à détenir 3 certifications (ISO 9001, ISO 14001 et NF Service 518) qui affichent de façon objective la prise en charge optimale des patients.

Des valeurs communes

Le réseau est composé de plus de 230 centres. Il est dirigé par des audioprothésistes associés (souvent anciens stagiaires ou salariés) pour favoriser le partage des expériences et la montée en compétences par des sessions de formation.

Des valeurs partagées

Les services mis à disposition libèrent les audioprothésistes associés de lourdes contraintes administratives et de gestion, leur permettant de se concentrer sur leur cœur de métier.

REJOIGNEZ LE RÉSEAU AUDILAB

02 47 64 64 20 | recrutement.audio@audilab.fr

Profitez de multiples opportunités sur tout le territoire national. Confidentialité garantie.



RÉSEAU
Audilab

Retrouvez toutes les informations sur www.audilab.fr

OTICON | Opn S

life-changing
technology

La première aide auditive qui aide le cerveau à organiser les sons

Une nouvelle recherche révolutionnaire
qui s'appuie sur l'EEG



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



Grâce à de nouvelles recherches innovantes par EEG, Oticon prouve que les aides auditives Oticon Opn S™ aident les malentendants* à développer **une expérience sonore plus naturelle** et créent des **conditions nettement plus favorables au suivi des conversations**, même lorsque les locuteurs sont nombreux dans un environnement bruyant.

Retrouvez cette étude en détail sur :
www.oticon.fr/professionals/audiology-and-technology/our-approach/oticon-opn-s-research

*pour les personnes présentant une perte auditive non complexe légère à modérée
Life-changing technology signifie Des technologies qui changent la vie.

oticon
life-changing technology



L'utilisation de l'inhibition résiduelle pour la mise en évidence des corrélats neuronaux des acouphènes sur acquisition EEG

Zohra BELHADJ-CHAIDI Audioprothésiste DE

Lauréate de l'école de Paris 2020 (CNAM)

Étude réalisée sous la supervision de M. Robin Guillard et de M. Jonathan Flament.

Introduction

Représentant l'un des problèmes otologiques les plus courants et les plus pénibles, les acouphènes se manifestent dans 15 à 20 % de la population mondiale et 1 à 3 % des individus sont sévèrement affectés (Swain et al., 2016).

Malgré les progrès sur la compréhension des mécanismes et de l'origine des acouphènes, aucune technique efficace de mesure objective n'a été mise en évidence à ce jour. En effet, le diagnostic actuel repose largement sur des évaluations subjectives rapportées par les patients (questionnaires THI, EVA, etc.).

Plusieurs études ont suggéré que les modifications cérébrales engendrées par les acouphènes peuvent être détectées entre autres par électroencéphalographie (EEG) ou par magnétoencéphalographie (MEG) (Van der Loo et al., 2009) et (Weisz et al., 2007). Une évaluation de l'activité neuronale anormale pourrait donc constituer une approche objective. Néanmoins, ces travaux se basent sur une comparaison d'activité cérébrale anormale entre deux groupes de sujets différents (acouphéniques versus non acouphéniques). Or, une mauvaise correspondance entre facteurs de confusion d'un groupe de sujets testés à l'autre peut induire des incohérences dans les résultats (Elgoyhen et al., 2015).

Une solution permettant de minimiser la variance entre les sujets est de comparer l'activité cérébrale en présence d'acouphènes et en l'absence temporaire d'acouphènes chez un même sujet en utilisant une méthode psychoacoustique de l'acouphène, l'inhibition résiduelle (IR).

L'objectif principal de cette étude, a donc été de comparer des enregistrements cérébraux sous EEG avec et sans acouphène chez un même sujet grâce à l'IR. Cette IR a été obtenue en stimulant les patients avec des sons aigus selon deux protocoles bien définis, le protocole de High Vernon et le protocole de High Norena pour créer une situation transitoire « sans acouphènes ».

La situation « avec acouphènes » a également été soumise à des stimuli graves qui n'engendrent pas d'IR mais de même isosonie que les stimuli aigus (protocoles cette fois ci nommés Low Vernon et Low Norena) dans le but d'éviter l'introduction de biais dans l'étude et de reproduire au maximum les conditions expérimentales.

Ainsi, les activités cérébrales des sujets ont pu être comparées sur les différentes régions corticales pendant la présence et l'absence des acouphènes. Une recherche a été effectuée pour vérifier si des différences significatives de ces activités cérébrales s'observent entre les deux situations avec et sans acouphènes sur les bandes de fréquences alpha, delta, thêta et bêta.

Si les résultats confortent ceux du domaine scientifique, une modification des rythmes cérébraux devrait s'observer durant la

période où l'acouphène est inhibé (notamment sur la bande alpha) et permettrait de dégager le pattern de l'acouphène (signal objectif).

Une étude des topographies cérébrales a également été réalisée afin de vérifier si des zones spécifiques s'activent selon la présence ou l'absence de l'acouphène sur les différentes bandes de fréquences.

Méthodes de l'étude

A. Populations étudiées

1. Critères d'inclusion

Les sujets étant comparés à eux même, l'âge des sujets sélectionnés a été choisi entre 18 et 75 ans. Leur audition a été testée pour vérifier qu'ils étaient normoentendants ou que leurs pertes auditives étaient symétriques (différence inférieure à 15 dB de perte tonale moyenne entre les deux oreilles).

Les sujets présentaient tous des acouphènes subjectifs, chroniques (plus de 6 mois), non fluctuants, bilatéraux localisés sur des fréquences supérieures à 1000 Hz.

Les sujets présentant une contre-indication quelconque à la réalisation d'EEG, une intolérance aux sons forts ou des acouphènes objectifs ont été écartés de l'étude.

2. Constitution des groupes de sujets tests et témoins

Les premiers sujets acouphéniques ont été recrutés grâce à un questionnaire en ligne enrichi d'un questionnaire THI et de détresse afin d'éliminer tous les sujets susceptibles d'être fragiles psychologiquement.

L'analyse d'EEG de 25 sujets a donc été possible pour la première partie de l'étude ainsi que pour le protocole de Vernon.

Démographie des sujets du groupe test	
Démographie	N ou moyenne +/- écart type (Min-Max)
Age	55.65 +/- 15.32 ans (26 - 75)
Sexe : Homme/Femme	13 H (52%) / 12 F (48%)
PAM OD	26.15 +/- 18.85 dB (1.25 - 73.75)
PAM OG	18.75 +/- 10.76 dB (0 - 40)
Fréquence de l'acouphène	5504.25 +/- 2763.87 Hz (1000 - 11313)
Score THI	47.17 +/- 26.62 (10-75)

Pour le protocole de Norena, il a été possible d'inclure 4 enregistrements supplémentaires pour obtenir 29 tracés cérébraux à analyser.

L'étude a également nécessité la constitution d'un groupe témoin afin d'écarter le biais introduit par la tâche de concentration des sujets tests au cours du protocole de Vernon. Ce groupe témoin a été constitué par quatre sujets acouphéniques qui n'ont pas obtenu d'inhibition (IR absente) ainsi que de quatre sujets volontaires et non acouphéniques.

Démographie des sujets du groupe témoin	
Démographie	N ou moyenne +/- écart type (Min-Max)
Age	57.00 +/- 18.92 ans (25 - 80)
Sexe : Femme/Homme	4 F (50%) / 4 H (50%)
PAM OD	29.37 +/- 23.56 dB (1,25 - 66,25)
PAM OG	30.62 +/- 23.92 dB (1.25 - 68.75)

B. Matériel utilisé

Les mesures et tests ont été effectués au cours d'une même journée lors d'une unique séance d'environ deux heures afin d'éliminer le maximum de biais introduits par la variation de l'évaluation de l'acouphène d'un jour à un autre. De plus, il a été demandé aux sujets de fermer les yeux pendant tous les enregistrements cérébraux afin de limiter l'influence de l'environnement.

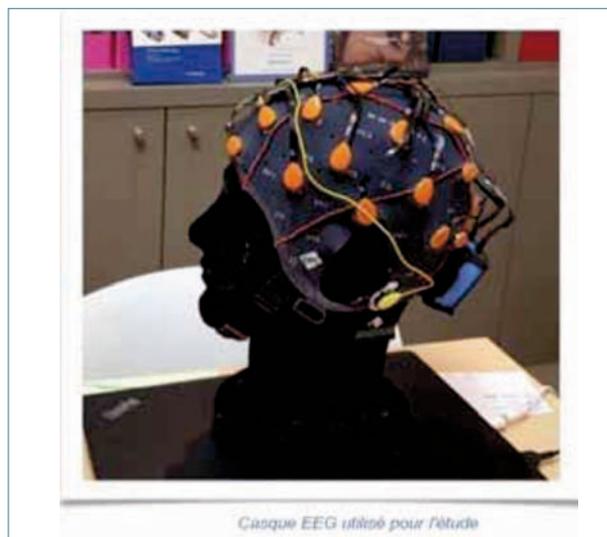
Différents outils ont été utilisés dans cette étude pour évaluer l'acouphène des sujets, notamment le questionnaire THI et les échelles visuelles analogiques EVA gêne (EVA g) et EVA intensité (EVA i).

La partie acouphénométrie a été réalisée sur un ordinateur portable équipé du logiciel Matlab et du logiciel Gneed pour la vérification des tracés EEG et de l'impédance des électrodes. Les séquences sonores du protocole ont été lancées à l'aide de programmes codés sous Python. Une carte son de la marque SBX PROSTUDIO SOUND BLASTER a été utilisée ainsi qu'un casque audio étalonné de la marque SENNHEISER.

Un casque EEG g.Nautilus a été loué pour les enregistrements cérébraux. C'est un système d'acquisition de biosignal sans fil et un dispositif médical certifiés CE (certifiée selon la norme EN ISO 13485, pour l'Europe : Certification CE selon la directive 93/42 / CEE). Il comporte 32 électrodes disposées selon le système international 10/20. Les enregistrements EEG ont été effectués dans les régions : frontale, centrale, pariétale et occipitale de la tête.

1. Formulaire de consentement éclairé

Un formulaire de consentement éclairé a été soumis aux sujets de l'étude afin qu'ils prennent conscience de tous les détails de l'étude et des risques qu'ils pouvaient encourir comme la sensation de légère exacerbation de leur acouphène pendant quelques heures après la séance du fait d'avoir évoqué et mis en avant leur acouphène pendant leur séance.



2. Protocoles d'inhibition résiduelle de l'acouphène utilisés

a) Protocole de Vernon



Ce protocole consiste à faire écouter au sujet via le casque audio, trois séquences de Vernon.

Le protocole Low Vernon signifie que la fréquence du son utilisé est de 0.5 kHz (Low frequency : basse fréquence). Le High Vernon utilise la fréquence similaire à l'acouphène du sujet situé dans les fréquences aiguës, c'est au cours de ce protocole que les temps d'IR ont été chronométrés avec la participation du sujet (High frequency : Haute fréquence).

b) Protocole de Norena



Le protocole de Norena consiste à émettre deux cycles de Norena. Au cours de ce protocole, le sujet reste passif en écoutant les séquences de sons.

Low Norena utilise la fréquence basse de 0.5 kHz et High Norena utilise la fréquence aiguë similaire à l'acouphène du sujet.



c) Protocoles utilisés pour les sujets du groupe témoin

Un protocole Vernon modifié a été utilisé pour les patients non-acouphéniques afin qu'ils soient dans les mêmes conditions que les patients tests. Il s'agit du même protocole, mais étant donné qu'aucune IR n'est attendue avec les sujets témoins, il leur a été demandé de se concentrer pour rechercher un son « factice » pendant les périodes de silence des séquences.

Pour leur protocole de High Norena (avec utilisation d'une fréquence aigue), la fréquence utilisée était de 5 KHz en rapport avec la moyenne des fréquence d'IR des sujets tests, l'intensité utilisée était de 75 dB.

C. Déroulement de l'étude

Les tests et mesures ont été réalisés au cours d'une seule séance de 1h30 à 2h, qui s'est déroulée en 3 parties :

1- Première partie de l'étude

Au cours de cette étape, une attention particulière a été donnée à l'écoute des patients sur le vécu de leur l'acouphène. L'objectif de cette étude et son déroulement ont été également expliqués aux sujets et un formulaire de consentement éclairé leur a été soumis et expliqué en détails.

Par la suite, une anamnèse détaillée a été réalisée ainsi qu'une évaluation de la gêne et de l'intensité de l'acouphène (EVA). Elles seront nommées EVA1 (G) pour la gêne et EVA1 (I) pour l'intensité. Enfin un questionnaire THI a été réalisé.

À ce stade, les données relevées ont été : Age et sexe du patient, THI, EVA1 (I) et EVA1 (G).

2- Deuxième partie de l'étude

Dans cette partie, l'acouphénométrie a été réalisée à l'aide du logiciel Matlab qui a permis l'élaboration de 3 programmes :

a) Le programme nommé « Main prog pulsed » (programme principal avec son pulsé)

Il a permis de renseigner les paramètres du signal nécessaires à la réalisation de l'acouphénométrie. Une séquence de stimuli de 5 secondes entrecoupés de 2 secondes de silence a été présentée au patient par le biais du casque. Cette séquence peut être présentée soit sous forme d'un son pur ou soit sous forme d'un bruit blanc en bande étroite. Le patient devait déterminer la forme du son qui ressemble le plus à son acouphène. Par la suite, la tonie de l'acouphène a été recherchée en faisant varier la fréquence du son présenté par tiers octave.

Le niveau de l'intensité minimale masquante MML de l'acouphène (Minimum Masking Level) ainsi que le niveau d'intensité minimum provoquant une inhibition résiduelle MRIL (Minimum Residual Inhibition Level) ont également été déterminés.

Le type de l'IR obtenue du sujet a été noté : IR partielle, totale ou absente (ou parfois exacerbée) qui sera pris en compte lors des mesures EEG.

À ce stade les données récoltées par le programme Main prog Pulsed sont : la fréquence et la forme de l'acouphène, le MML, le MRIL et le type d'IR.

b) Le programme nommé « Sonie NBN2 »

Ce programme a permis de déterminer l'intensité du son grave à 0.5 KHz qui sera utilisé dans le Low Vernon et le Low Norena.

Cette intensité est fixée en demandant au sujet la sensation d'isotonie avec l'intensité du son aigu (MRIL) permettant de déclencher l'IR de l'acouphène du sujet.

Ce son à 0.5kHz a été utilisé comme un son de référence et neutre, c'est-à-dire qu'il ne provoquait pas d'inhibition résiduelle pour l'acouphène situé sur des fréquences plus aigus. Ce son grave a donc seulement été utilisé pour reproduire des conditions de tests les plus similaires possibles entre 2 situations de mesures (Low et high).

À ce stade la donnée récoltée par le programme Sonie NBN2 est : l'intensité du son grave d'égale sensation sonore avec le MRIL.

c) Le programme nommé « Make NBN4 » (programme de création de fichiers audios)

Ce programme a permis de créer et d'enregistrer pour chaque sujet, des fichiers audios avec les données récoltées précédemment à savoir : la fréquence et l'intensité du MRIL ainsi que l'intensité du son grave de sonie équivalente au MRIL.

Les pistes de séquences de son grave et de séquences de son aigus ont été enregistrées dans ces fichiers audios selon les protocoles de Vernon et Norena.

Ces fichiers sonores (sous format WAV) ont été utilisées pour stimuler auditivement les sujets via le casque audio lors des mesures EEG.

3- Troisième partie de l'étude

Cette étape du protocole représente les mesures d'EEG faites sur les patients au cours de différentes situations grâce à un casque EEG placé sur la tête du patient avec par-dessus un casque audio pour la diffusion des stimulations sonore créées précédemment.

Dans cette partie, le patient devait adopter une position confortable pour éviter de bouger au cours des mesures EEG. Il a été également demandé au patient de fermer les yeux pendant toutes ces enregistrements, afin que son activité cérébrale ne soit pas influencée par les autres paramètres de la pièce.

Les sujets ont été placés dans la pièce de manière à éviter d'éventuelles interférences (prises électriques murales, lumières, haut-parleurs, etc.).

Au cours de cette partie, des enregistrements cérébraux ont été effectués sur les sujets du groupe test et témoin suivant le schéma page suivante.

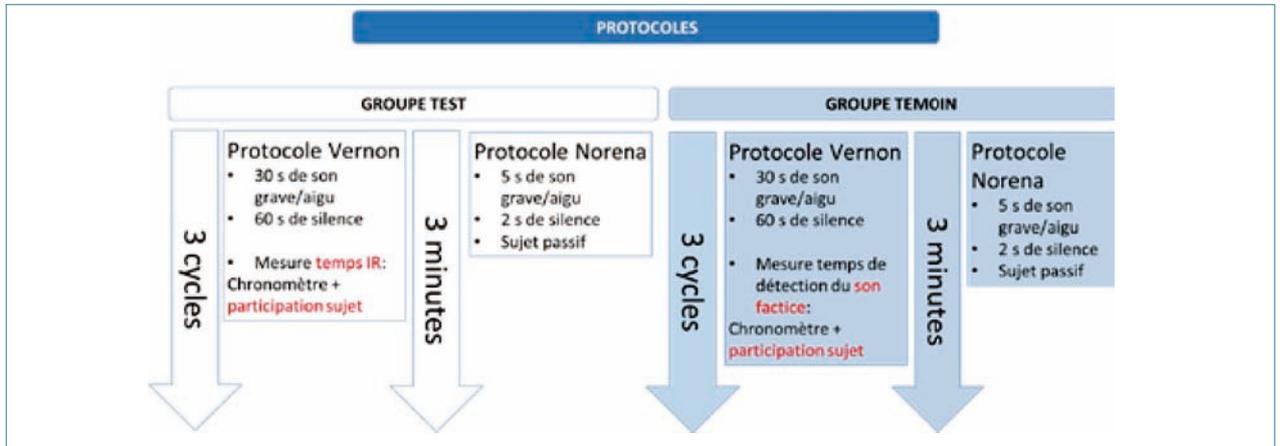
II

Tests statistiques et résultats

A. Résultats de la première partie de l'étude

Il a été vérifié pour chacun des sujets, qu'aucune asymétrie ne se traduit par une différence supérieure à 15dB de perte tonale moyenne entre les deux oreilles.

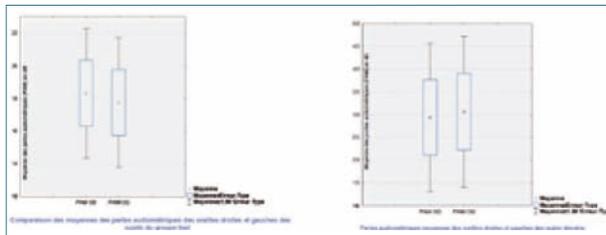
De plus, un test de student a permis de vérifier qu'il n'existe pas de différence significative entre les pertes audiométriques moyennes des oreilles droites et gauches (PAM OD et PAM OG) aussi bien pour le groupe test ($p = 0.84$) que pour le groupe témoin (0.78).



Test du Shapiro-Wilk : les données suivent une loi normale

PAM OD : w=0.93 et p=0.25

PAM OG : w=0.95 et p=0.30



Les temps d'IR S1, S2 et S3 ont été comparés entre eux par un test de Friedman. Le résultat du test a mis en évidence qu'il n'existe pas de différence significative entre les 3 moyennes (S1, S2, S3), la p-value du test est de p=0,81.

Test de Shapiro-Wilk : les données ne suivent pas une loi normale

S1 w = 0.9069 p = 0.0302

S2 w = 0.8594 p = 0.0033

S3 w = 0.8671 p = 0.0046

Afin d'examiner si les EVA relevées au cours des différentes étapes de l'expérience, n'ont pas été modifiées, des tests de Friedman ont été utilisés :

Le résultat du test montre qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les différentes EVA intensité (EVA1, 2, 3 et 4) (p-value = 0,62).

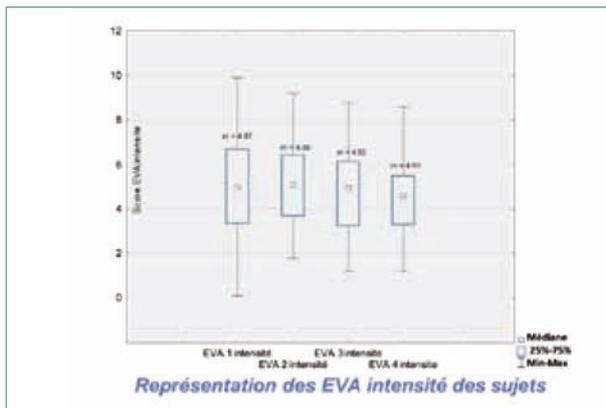
Test de Shapiro-Wilk : les données ne suivent pas une loi normale

EVA 1 intensité W = 0.99 p = 0.046

EVA 2 intensité W = 0.97 p = 0.037

EVA 3 intensité W = 0.97 p = 0.035

EVA 4 intensité W = 0.98 p = 0.042



Le résultat du test de Friedman révèle qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les différentes EVA gène (p-value = 0,84).

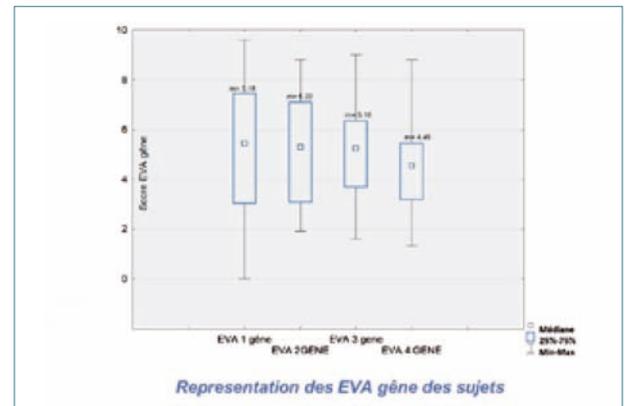
Test du Shapiro-Wilk : les données ne suivent pas une loi normale

EVA 1 gène W = 0.97 p = 0.023

EVA 2 gène W = 0.94 p = 0.020

EVA 3 gène W = 0.95 p = 0.032

EVA 4 gène W = 0.97 p = 0.039



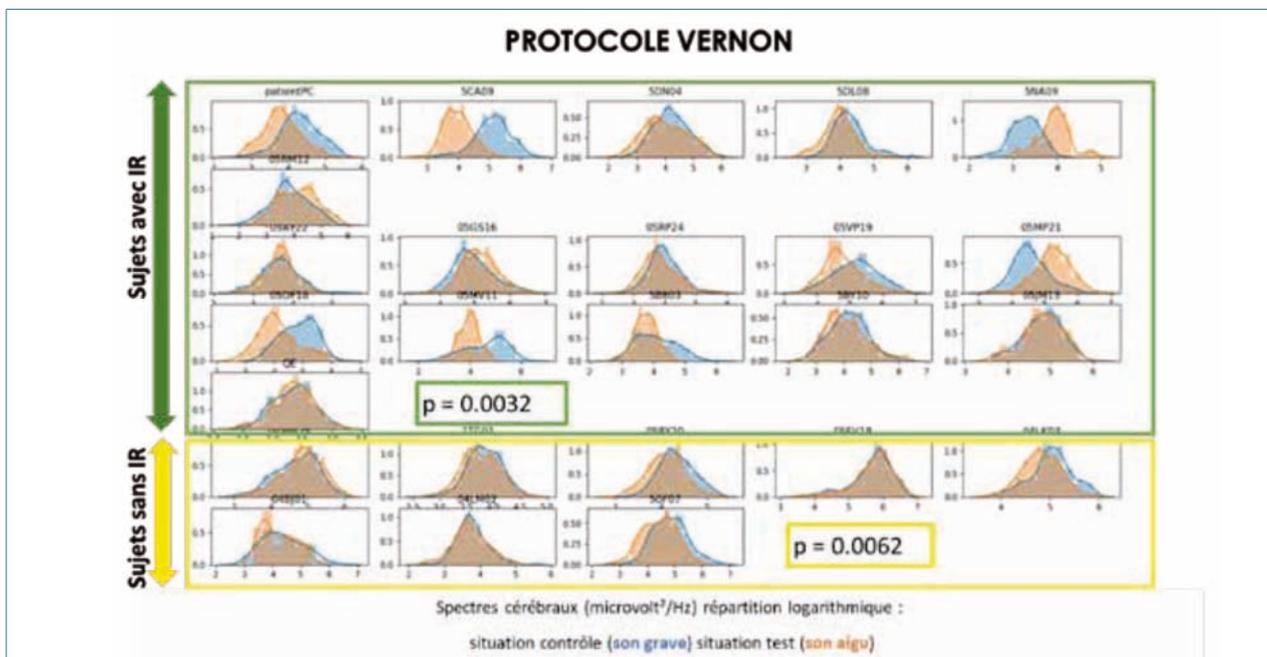
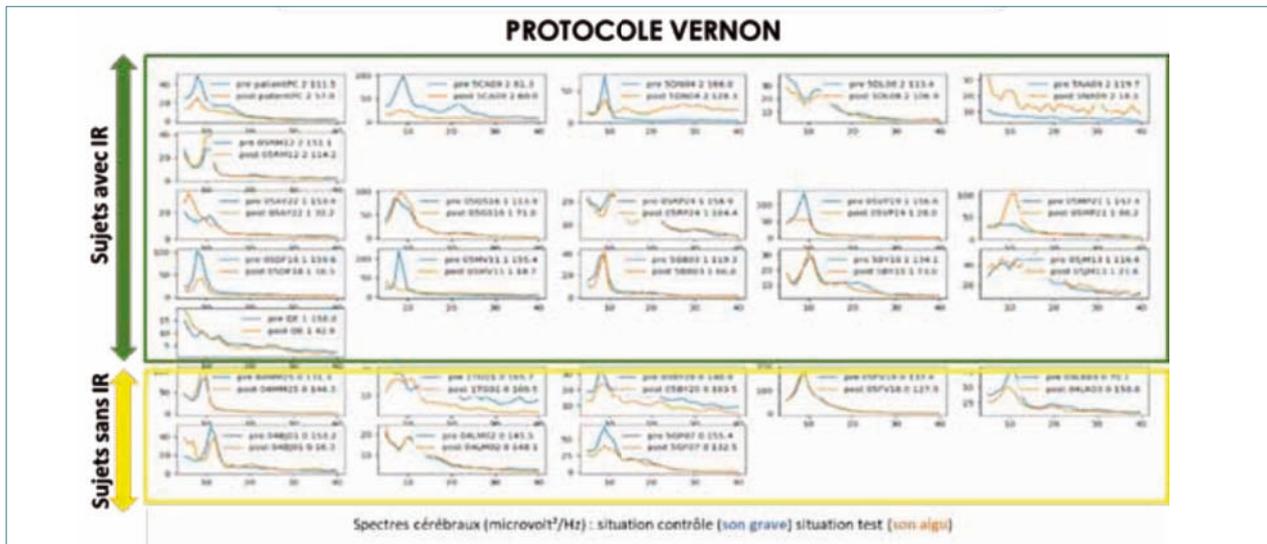
B. Résultats de la deuxième partie de l'étude

1. Étude des enregistrements EEG obtenus selon le protocole de Vernon

En général, pour comparer des enregistrements différents en EEG, les spectres sont normalisés afin d'obtenir des données comparables. Dans le cas présent, comme les mesures sont effectuées l'une après l'autre selon le même protocole et que le patient est comparé à lui-même, il est possible de se fier directement aux mesures non normalisées (aussi appelées « mesures absolues »).

a) Comparaison qualitative des spectres cérébraux (Vernon)

Ci-dessous, la représentation de la comparaison des spectres des signaux d'activité cérébrale obtenues pour les situations test et contrôle. Les 5 premières lignes correspondent aux sujets ayant obtenu une IR (qu'elles soient totales ou partielles) et les 2 dernières ceux avec une IR absente (patients contrôles du biais de mesure entre les 2 situations).



Les tracés bleus correspondent aux spectres de l'activité en situation de contrôle (son grave 500 Hz ne provoquant pas d'inhibition), les tracés orange correspondent à la situation test (son aigu déclenchant une inhibition résiduelle).

L'analyse visuelle des tracés des groupes de sujets avec IR totale et partielle, laisse prédire qu'un effet semble présent à l'échelle du groupe et que l'amplitude des fréquences alpha (fréquences comprises entre 8 et 12 Hz) semble réduite dans la situation test. Cette situation semble être similaire dans le cas des sujets témoins.

b) Analyse quantitative des spectres cérébraux (Vernon)

L'analyse quantitative a été obtenue en comparant les distributions en logarithme des résultats sur la bande alpha entre les situations test (orange) et contrôle (bleu).

En effectuant un test de Wilcoxon unilatéral avec l'hypothèse que le signal alpha est réduit pendant la période d'inhibition, sur 17 patients ayant présenté une inhibition (totale ou partielle), on obtient

par combinaison des p-values du test de Wilcoxon : $p = 0.0032$. Les résultats semblent donc significatifs à l'échelle du groupe de patients. Néanmoins, en effectuant cette même démarche au groupe de 8 patients contrôles ne présentant pas d'inhibition résiduelle, la p-value du Wilcoxon est de 0.0062, on obtient donc également un effet significatif pour les sujets témoins.

2. Étude des enregistrement EEG obtenus selon le protocole de Norena

a) Analyse qualitative des spectres obtenus selon le protocole de Norena

La représentation de la comparaison des spectres des signaux d'activité cérébrale sous le protocole de Vernon, est représentée ci-dessus. Comme précédemment, les 5 premières lignes correspondent aux sujets ayant obtenu une IR (qu'elles soient totales ou partielles) et les 2 dernières ceux avec une IR.

Les tracés bleus correspondent au spectre de l'activité cérébrale en situation de contrôle et les tracés oranges correspondent à la situation test. L'analyse visuelle de ces tracés montre que globalement l'activité cérébrale ne change pas entre la situation contrôle et la situation test. En effet, il semble que les tracés bleus et oranges se superposent dans la majorité des tracés. L'amplitude des fréquences alphas ainsi que celles des autres fréquences semblent également respectées entre les deux situations test et contrôle.

signal alpha est augmenté pendant la période d'inhibition, sur 22 patients ayant présenté une inhibition (totale ou partielle), la p-value des tests de Wilcoxon combinés donne $p = 0.1466$.

Pour le groupe témoin, la p-value des tests de Wilcoxon combinés est $p = 0.2595$

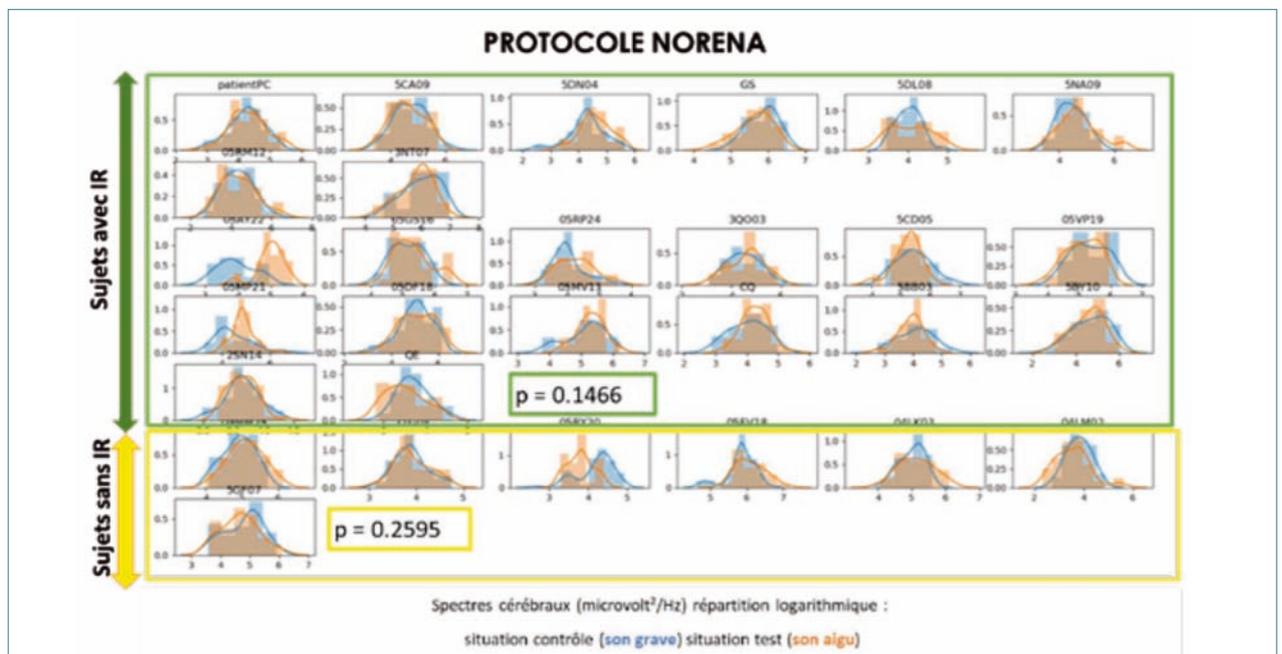
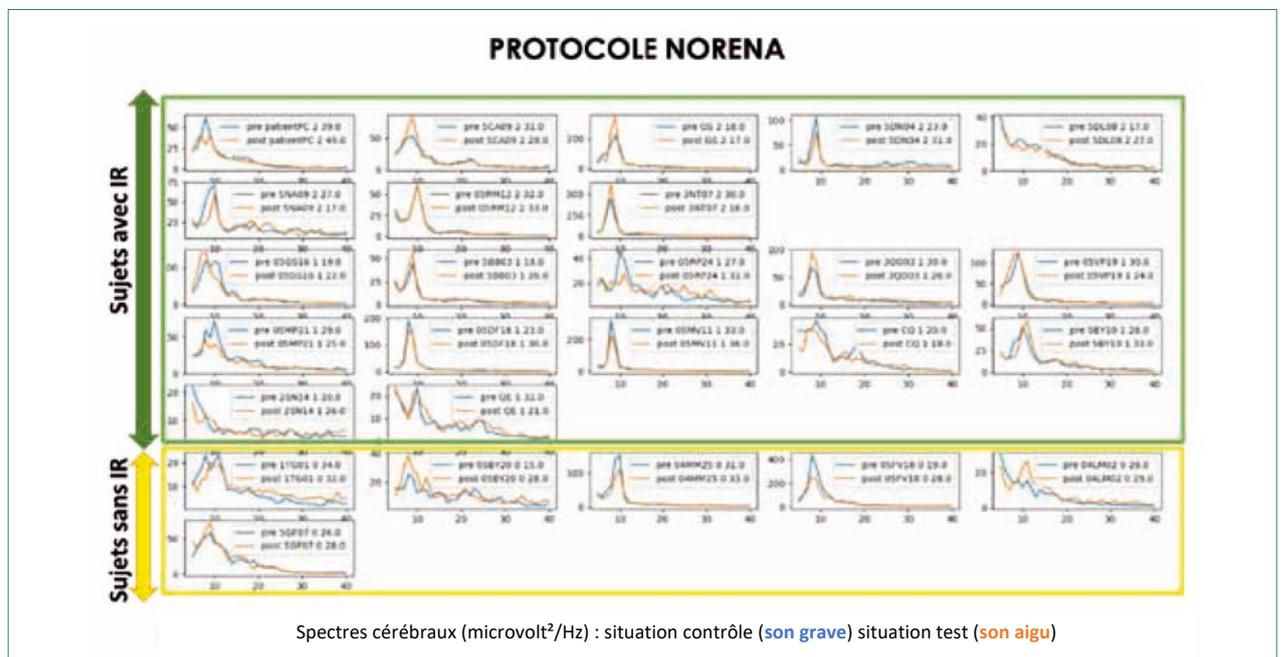
Il semblerait également qu'un léger effet est observé mais sans être significatif, ce qui peut être lié au manque de sujets contrôles pour converger.

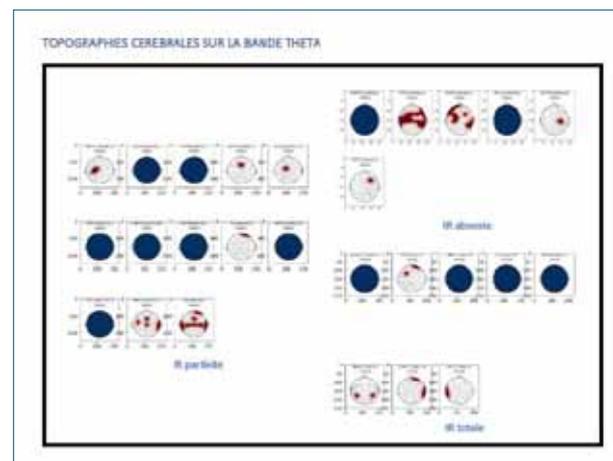
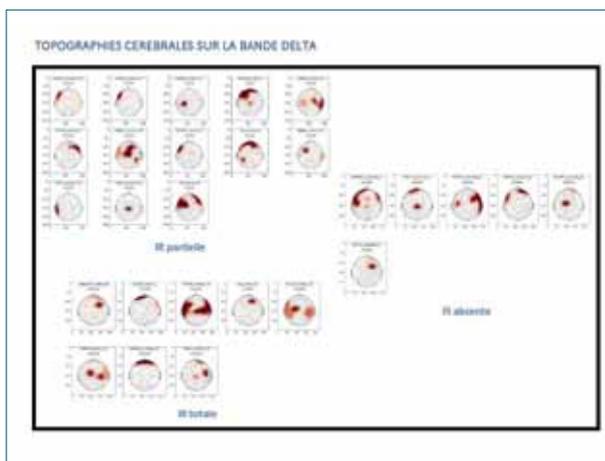
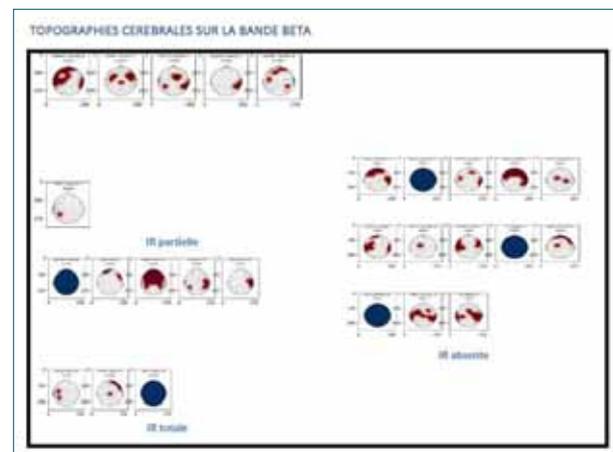
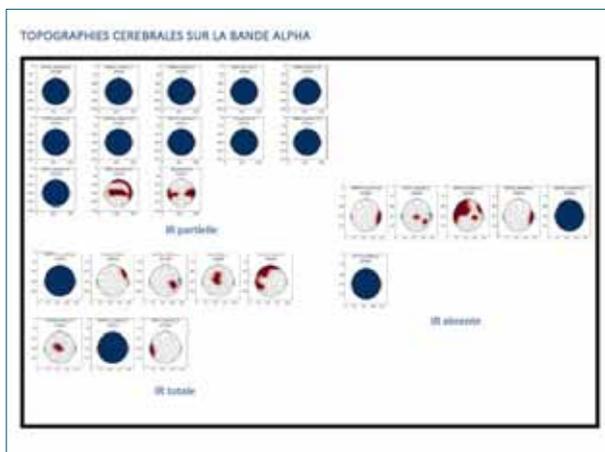
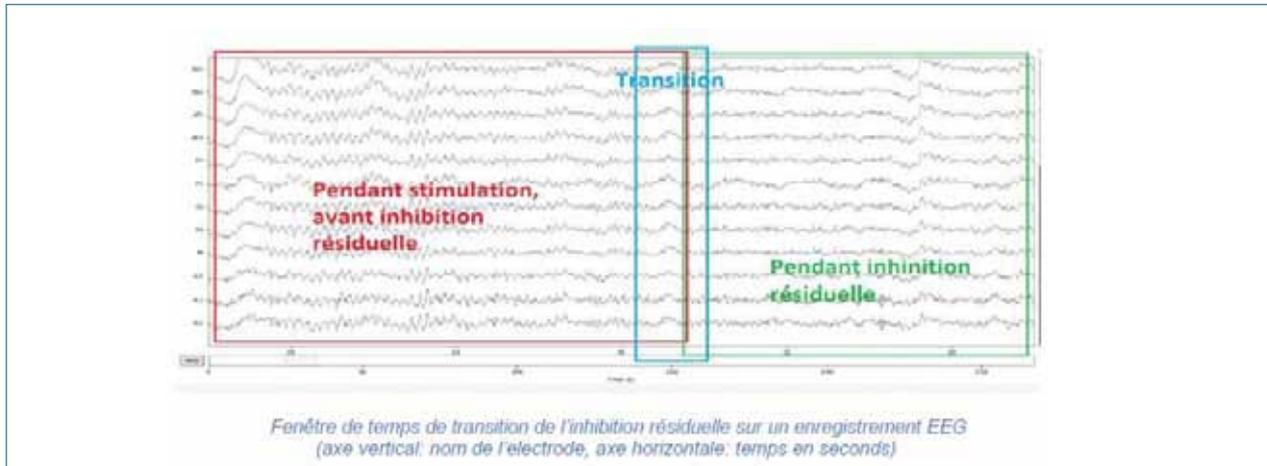
b) Analyse quantitative des distributions obtenus de l'activité alpha selon le protocole de Norena

En effectuant un test de Wilcoxon unilatéral avec l'hypothèse que le

3. Étude des topographies cérébrales

Une analyse des activités cérébrales sur les ondes alpha, bêta, thêta et delta a été réalisée au niveau de chaque électrode afin d'effectuer





une topographie des activités cérébrales basée sur les différences significatives de ces activités entre la situation Low et high Norena. Le protocole de Norena a permis d'obtenir une fenêtre de temps de 50 secondes par électrode (période de transition) pour comparer les valeurs des ondes cérébrales entre la situation low Norena et High Norena. Donc sur chacune des électrodes il a été possible d'obtenir 50 distributions de valeurs pour chacune des bandes de fréquences (Alpha, Beta, Delta et Thêta) en Low et High Norena qui ont été comparées entre elles.

Si une différence significative est obtenue entre la situation High et Low Norena, c'est donc qu'il y a eu une modification de l'activité cérébrale entre la situation où l'acouphène est présent et celle où il est inhibé. Ce travail a permis de déterminer les régions cérébrales qui montrent une différence de l'activité cérébrale entre le Low et le High Norena.

Des topographies ont ainsi été réalisées pour les 4 bandes de fréquence (delta, bêta, alpha et thêta) et pour chacun des 3 types d'inhibition résiduelle : totale, partielle et absente. Soit un total de 12 topographies cérébrales répertoriées ci-dessus.

A. Discussion des résultats de la 1^{ère} partie de l'étude

Les tests statistiques réalisés sur les sujets de l'étude, n'ont pas permis de mettre en évidence un lien entre le type d'IR et le score THI. Il est tout de même possible de constater que les scores les plus élevés de THI s'observaient chez les patients qui ont obtenu une exacerbation de leur acouphène au cours des tests ce qui semble assez intuitif.

On peut noter qu'il existe une différence assez grande entre la moyenne du score THI chez les sujets avec un IR partielle (THI = 39,92) et celle des sujets avec une exacerbation de l'acouphène (THI = 79).

L'analyse des tests a aussi montré que les EVA gêne et intensité des sujets n'ont pas changé au cours du protocole. C'est donc que l'acouphène est resté constant et qu'apparemment les tests n'ont pas eu d'influence sur son intensité et sur la gêne ressentie par le sujet.

Les 3 temps d'IR obtenus par les sujets au cours du protocole de Vernon sont restés identiques. Ce qui permet d'avancer que le patient a ressenti à chaque mesure le même temps d'IR après les séquences de son. On peut donc penser que leurs réponses pour manifester le retour de leurs acouphènes après l'inhibition n'étaient donc pas aléatoires.

Les deux résultats précédemment cités tendent à démontrer que l'acouphène des patients a été à chaque fois inhibé par le protocole de manière identique et qu'il est possible de penser que leur acouphène a seulement été influencé par le son MRIL qui a permis d'obtenir une IR. Enfin il apparait que le type d'IR obtenu au cours de l'étude n'a pas de lien avec le score THI des sujets.

Récapitulatif de la discussion de la première partie de l'étude (Acouphénométrie)

	Variation au cours de l'étude	Interprétation
EVA intensité et EVA gêne	Identiques	Acouphènes non modifiés au cours des tests
Temps d'IR	Identiques	Réponses non aléatoires

B. Discussion sur l'analyse des résultats obtenus selon le protocole Vernon

1. L'analyse qualitative de Vernon

L'analyse visuelle a été effectuée sur les tracés des signaux de l'activité cérébrale comparant les situations tests « High Vernon » (stimulation sonore aiguë provoquant une IR) avec les situations contrôles « Low Vernon » (stimulation sonore grave ne provoquant pas d'IR). Cette analyse a permis de déterminer une diminution de l'activité des ondes alpha des sujets acouphéniques.

Cependant, cette baisse a également été observée au niveau des patients témoins qui soit ne souffraient pas d'acouphènes, soit avaient des acouphènes impossibles à inhiber donc présents dans les 2 situations tests et contrôle.

Ces résultats sont incohérents, la modification de l'activité cérébrale ne devrait être observée qu'au niveau du groupe avec IR, car c'est le seul groupe qui a pu présenter une présence et une inhibition de l'acouphène dans les deux situations contrôle et test.

Ce changement d'activité cérébrale ne s'explique pas pour le groupe témoin qui est constitué de sujets non acouphéniques et de sujets acouphéniques sans IR :

- Dans le cas des sujets non acouphéniques, puisqu'il n'y a pas d'acouphènes, la situation test devrait provoquer une activité cérébrale similaire à la situation contrôle mais ce n'est pas ce qui a été constaté lors des tests.
- En ce qui concerne les sujets acouphéniques mais sans IR : l'acouphène est présent dans les deux situations test et contrôle. Logiquement, puisque l'acouphène est toujours présent, l'activité cérébrale ne devrait pas s'en trouver modifiée. Ce qui est contradictoire avec ce qui a été observé au cours de l'étude.

Il faut également considérer le sens de l'évolution de l'activité cérébrale mesurée qui est contre-intuitif par rapport aux hypothèses de départ émises par le professeur Weisz, dans son travail de 2005 (Weisz et al., 2007), qui déclarait une baisse des ondes alpha dut aux acouphènes. Cependant, les résultats obtenus par les EEG semblent montrer que les rythmes cérébraux des ondes alphas sont réduits quand une inhibition est présente, ce qui va à l'encontre des hypothèses initiales.

2. L'analyse quantitative de Vernon

Chez le groupe de sujets avec IR totale ou partielle, l'analyse des résultats a permis d'observer une différence significative de l'activité des ondes alpha pendant la situation contrôle (stimulation avec son grave) et pendant la situation-test (stimulation avec un son aigu). Néanmoins, le même constat est observé chez les sujets non acouphéniques ainsi que chez les sujets n'ayant pas obtenu d'IR de leur acouphène.

Les résultats des deux analyses précédentes (qualitative et quantitative de Vernon) s'accordent à démontrer que les constats faits sur la modification de l'activité cérébrale ne s'expliquent pas par la présence ou non d'acouphènes. Ces modifications se traduisent sans doute par la différence de charge cognitive mise en jeu entre les deux situations :

- Dans la situation contrôle avec le son grave (qui ne provoque pas d'IR), le patient n'attendait que le temps de pause entre les deux stimulations, sans agir ni ressentir un changement particulier, notamment par rapport à son acouphène. Il était donc passif et potentiellement inattentif au niveau de son acouphène.
- Tandis que dans la situation d'inhibition résiduelle obtenue par la stimulation d'un son aigu, la tâche du patient changeait. Il devait être attentif au moment où l'acouphène réapparaissait pour signaler à l'expérimentateur le moment de recrudescence de l'acouphène. Cette tâche impliquait une attention prononcée.

Cette dernière situation a été reproduite chez les sujets non acouphéniques qui avait reçu comme consigne de porter leur vigilance sur des sons potentiels émanant de l'appareil de mesure pendant la phase de test. Une attention auditive prononcée en a résulté et une modification de l'activité cérébrale a été observée dans ce groupe.



C. Discussion sur l'analyse des résultats obtenus selon le protocole Norena

Il est pertinent de souligner qu'au cours de ce protocole les sujets n'ont pas eu à se concentrer ou être attentif à la réapparition de leur acouphène ou à un son potentiel. Les sujets étaient donc au cours de cette phase du protocole à l'état passif.

Chez tous les sujets témoins et tests de l'étude, l'analyse qualitative des spectres des signaux d'activité cérébrale et l'analyse quantitative des distributions logarithmiques des ondes alpha, ne permettent pas de conclure à une différence sur l'activité cérébrale au cours des deux situations contrôle et test.

En ce qui concerne l'analyse quantitative, un léger effet s'est fait ressentir au niveau des deux situations test et contrôle, mais il n'est pas significatif et ne semble pas spécifique de la condition absence ou présence de l'acouphène.

Les analyses des topographies cérébrales n'ont également pas dégagé un profil spécifique de l'acouphène à l'échelle du groupe, cependant un effet peut être observé à l'échelle individuel. Il semble également ne pas exister de logique spécifique entre un type d'IR et une modification des activités cérébrales pour une bande de fréquence donnée. Ces résultats sont peut-être dus à une homogénéité insuffisante des sujets sélectionnés.

Ce constat corrobore ce qui a été relevé dans l'analyse des résultats issus du protocole de Vernon, la modification cérébrale observée ne semble donc pas liée au facteur acouphène.

L'absence de modification cérébrale chez les sujets témoins, entre les enregistrements cérébraux avec son grave et les enregistrements avec son aigu vérifie l'hypothèse émise au départ : l'utilisation de stimuli de fréquences différentes graves et aiguës (mais de même intensité) dans les tests de mesure ne semble pas avoir d'impact sur les mesures effectuées.

Récapitulatif de la discussion de la deuxième partie de l'étude (mesures EEG)

	Protocole vernon	Protocole norena	Topographies cérébrales
Analyse qualitative	Différence d'activité cérébrale	Pas de différence	Pas de profil spécifique selon IR
Analyse quantitative	Différence significative de l'activité cérébrale	Pas de différence significative	
Consignes patients	OU	NON	

IV CONCLUSION

Les enregistrements EEG réalisés selon les protocoles de Vernon ont permis d'examiner l'activité cérébrale sur les fréquences de la bande alpha au niveau des régions temporales et frontales. Ceux des protocoles de Norena ont permis de réaliser des topographies cérébrales sur les bandes delta, thêta, alpha et bêta au niveau de toutes les régions du crâne.

Les résultats des tests ont révélé des changements de rythmes cérébraux entre les situations contrôles et tests chez les sujets témoins d'une manière similaire aux sujets tests. Ce changement d'activité cérébrale constaté dans le groupe témoin est contre-intuitif et peut s'expliquer par la conséquence d'une tâche de concentration demandée aux sujets au cours du protocole du High Vernon.

Cette déduction est appuyée par l'absence de modification des rythmes cérébraux de tous les sujets tests ou témoins au cours du protocole de Norena, puisqu'aucune consigne de concentration n'a été donnée aux sujets qui étaient donc à l'état passif. Ainsi, il est très probable que l'effet mesuré était l'image de la différence d'attention auditive entre les situations tests et contrôle. Il n'est donc pas possible de conclure sur l'éventualité qu'un effet spécifique de l'acouphène ait été mesuré avec ces protocoles, mais plutôt des rythmes cérébraux résultants d'une attention auditive ou d'une tâche de concentration.

Cette étude exploratoire a donc permis de relever et de mettre en évidence un biais qui n'a pas été pris en compte lors de l'élaboration du protocole d'étude. Il serait intéressant de poursuivre et d'approfondir les recherches sur l'utilisation de l'IR pour mettre en évidence les corrélats neuronaux des acouphènes, en prenant en compte l'influence de ces tâches cognitives chez les sujets lors des tests et mesures. Comme il serait intéressant de modifier l'ordre de passation des tests de manière aléatoire (tests en Cross-Over).

V Bibliographie

Elgoyhen, A.B., Langguth, B., De Ridder, D., Vanneste, S., 2015. Tinnitus: perspectives from human neuroimaging. *Nature Reviews Neuroscience* 16, 632–642.

Swain, S.K., Nayak, S., Ravan, J.R., Sahu, M.C., 2016. Tinnitus and its current treatment—Still an enigma in medicine. *Journal of the Formosan Medical Association* 115, 139–144.

Van der Loo, E., Gais, S., Congedo, M., Vanneste, S., Plazier, M., Menovsky, T., Van de Heyning, P., De Ridder, D., 2009. Tinnitus Intensity Dependent Gamma Oscillations of the Contralateral Auditory Cortex. *PLoS One* 4.

Weisz, N., Müller, S., Schlee, W., Dohrmann, K., Hartmann, T., Elbert, T., 2007. The neural code of auditory phantom perception. *J. Neurosci.* 27, 1479–1484.

VI Abréviations

Db	Décibels
EEG	Électroencéphalographie
EVA	Échelle Visuelle Analogique
Hz	Hertz
IR	Inhibition Résiduelle
MEG	Magnétoencéphalographie
MML	Minimum Masquant Level (Niveau d'Intensité Sonore Minimum Masquant l'Acouphène)
mn	Minute
MRIL	Minimum Residual Inhibition (Niveau d'Intensité Sonore Minimum permettant l'Inhibition Résiduelle)
OD	Oreille droite
OG	Oreille gauche
PAM	Perte audiométrique moyenne
s	Seconde
THI	Tinnitus Handicap Inventory (Inventaire du Handicap lié à l'Acouphène)
WAV	Waveform Audio File Format (Extension de Fichier Audio Numérique)

WIDEX MOMENT™

LE SON QUI CHANGE TOUT



LE SON QUI CHANGE TOUT

CHARGEUR LITHIUM-ION INDUCTION

La plus petite aide auditive RIC rechargeable au monde.

NOUVELLE DOUBLE PUCE

ZeroDelay™ : une vitesse de traitement inégalée pour un son sans écho.

TRUACOUSTIC™

Des réglages plus précis pour toutes les identités acoustiques.

REMOTE CARE

Service de réglage à distance pour tous les utilisateurs.

MACHINE LEARNING

Intelligence artificielle pour un réglage 100% sur mesure dans la vie quotidienne.





Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant

« Élaboration d'un protocole d'appareillage »

Jean-Damien CLAUSS Université de Lorraine Faculté de pharmacie de Nancy

Introduction

Une surdité peut compromettre la réalisation de certaines tâches ainsi que la sécurité de l'employé lorsqu'elle est accompagnée de difficultés à percevoir des signaux sonores, à comprendre la parole en présence de bruit et à localiser correctement un son dans l'espace. De nombreux travailleurs ont une perte d'audition suffisante nécessitant de porter des prothèses auditives dans leurs activités de communication courantes sur leur lieu de travail.

Cependant certains professionnels de santé mettent en doute l'efficacité des prothèses auditives pour la protection des bruits intenses et la détection des signaux d'alertes.

Certains vont même jusqu'à considérer que l'utilisation de prothèse dans un milieu bruyant peut contribuer à aggraver le problème d'audition.

Une étude récente a mis en évidence que le réglage des aides auditives de certains patients travaillant dans le BTP ne sont pas adaptés à l'intensité sonore d'exposition de l'employé.

Un bon nombre de porteurs s'interrogent sur l'utilisation de leurs prothèses en milieu bruyant.

Certains vont même jusqu'à abandonner le port des prothèses auditives sur leur lieu de travail, mais, ce faisant, ils s'exposent à une augmentation des risques d'accidents par l'absence de perception des signaux émis par les avertisseurs de dangers sonores, et s'exposent à des niveaux d'intensité importants.

Parmi les obstacles à une prise en charge efficace de ces patients, on note, un manque de méthode de mesure valable du risque de suramplification du niveau sonore, d'un protocole clair d'adaptation des prothèses auditives, ainsi qu'un manque de communication entre les différents professionnels concernés.

Il serait intéressant, par exemple, pour l'audioprothésiste, de connaître le niveau d'exposition du salarié sur son lieu de travail avec les résultats de l'évaluation dosimétrique de bruit sur 8 heures, lui permettant ainsi d'optimiser son réglage.

But de l'étude

Le but de l'étude expérimentale est de garantir dans les conditions de port d'une prothèse auditive conventionnelle en milieu industriel et dans le BTP, une protection efficace contre les bruits intenses, tout en permettant aux porteurs de détecter les signaux émis par les avertisseurs de danger et de communiquer.

Lors de situations bruyantes ou gênantes pour le patient sur son lieu de travail, le but est de lui donner la possibilité de passer sur un deuxième programme de l'aide auditive élaboré spécifiquement pour ce type d'environnements sonore.

Ce deuxième programme doit permettre l'atténuation du bruit et garantir la protection du patient.

Le patient bénéficierait ainsi de deux réglages dans son aide auditive :

- Un programme « universel »,
- Un programme « protection contre le bruit ».

L'objectif est que le porteur utilise ce programme spécifique comme s'il utilisait une protection individuelle contre le bruit.

La première partie de notre étude concerne la protection offerte par les embouts des aides auditives en situation de bruit intense, c'est l'atténuation passive. Pour ce faire, nous avons mesuré les capacités d'atténuation sonore de différents types d'embouts.

Nous nous sommes ensuite intéressés aux différents algorithmes disponibles sur les aides auditives de dernière génération, comme les réducteurs de bruit, la compression, le MPO pour garantir une protection du porteur, c'est l'atténuation active.

Dans un second temps, nous avons évalué de manière objective à l'aide d'une tête artificielle équipée d'aides auditives spécifiquement réglées pour les bruits intenses, les capacités à détecter les signaux d'alerte environnants.

Pour cela, nous avons mesuré le rapport signal/bruit en sortie d'aides auditives en agissant sur les réglages de l'aide auditive.

La finalité de ces travaux est de proposer un protocole d'adaptation des prothèses auditives pour s'assurer du respect des normes face à l'exposition au bruit tout en permettant au porteur d'entendre les signaux émis par les avertisseurs de dangers sonores garantissant ainsi la sécurité du travailleur.

Matériel utilisé

Pour nos tests nous avons utilisé la tête artificielle KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research) de la plateforme de simulation auditive de la faculté de pharmacie de l'Université de Lorraine. Cinq haut-parleurs sont disposés autour de la tête artificielle à une distance de 1 mètre, cf fig 2.



Figure 1 : Plateforme de simulation auditive de Nancy

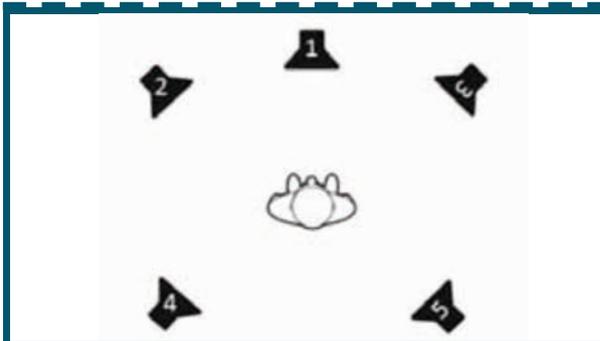


Figure 2: Disposition des HP pour les mesures

Nous avons également utilisé une interface programmée sur MatLab®, cf fig3, pour la configuration des différents signaux sonores et le logiciel Spectra plus® pour l'acquisition et l'analyse des données.

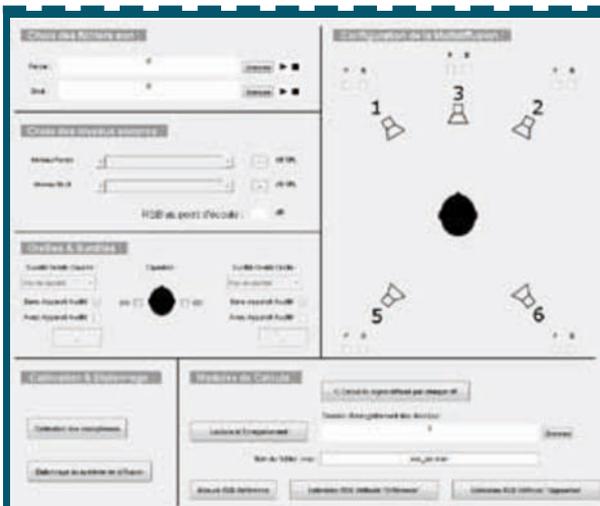


Figure 3 : Interface Matlab® pour l'émission des différents signaux

Nous avons utilisé des embouts canule et fond de conque d'une longueur de 1,2 cm en acryl et en silicone.

Pour finir, le PICB (Protection Individuelle Contre le Bruit) intégré dans notre étude est le casque de la marque 3M® : Peltor optime 2.



Les différents signaux sonores utilisés

Nous avons utilisé plusieurs types de signaux sonores, pour simuler le bruit auquel le salarié est exposé ainsi que le signal d'alerte (bip de recul d'un engin de chantier).

Pour la simulation du bruit nous avons utilisé un bruit blanc, un bruit rose et bruit bleu.

- Le bruit blanc :

Le bruit blanc est un signal aléatoire non corrélé. Sa densité spectrale de puissance (DSP) est constante. Toutes les fréquences sont présentes avec un poids équivalent, l'énergie est distribuée uniformément sur tout le spectre. On a une équiprobabilité d'apparition de toutes les fréquences.

En dB par 1/3 d'octave on obtient un spectre en marche d'escalier ou l'amplitude du spectre augmente de 3 dB par octave, cf fig 4.

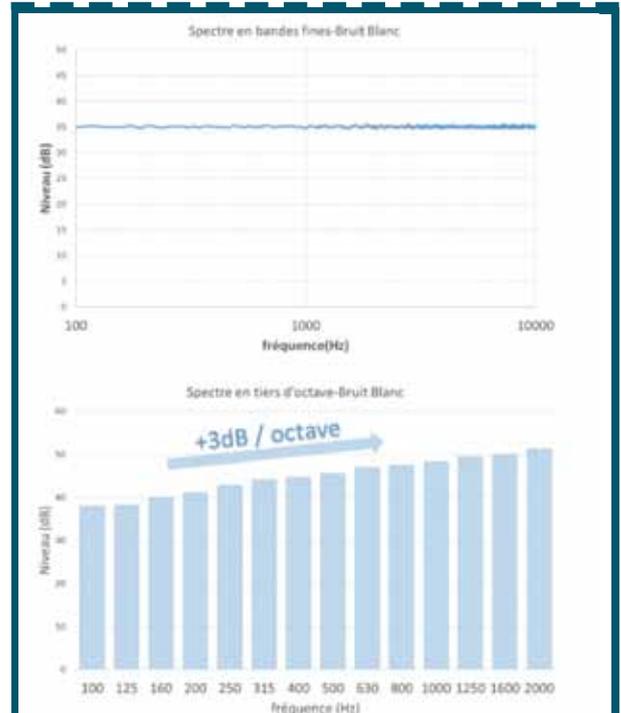


Figure 4: Spectre bruit blanc en bandes fines et en 1/3 d'octave.

- Le bruit rose :

L'énergie du bruit rose est plutôt distribuée dans les fréquences moyennes et graves. Il s'agit d'un son dont l'amplitude du spectre en bandes fines décroît de 3 dB lorsque la fréquence double. En dB par octave, l'allure du spectre est constante, cf fig 5.

Il a tendance à modéliser le bruit routier car ce son est chargé en basses fréquences.

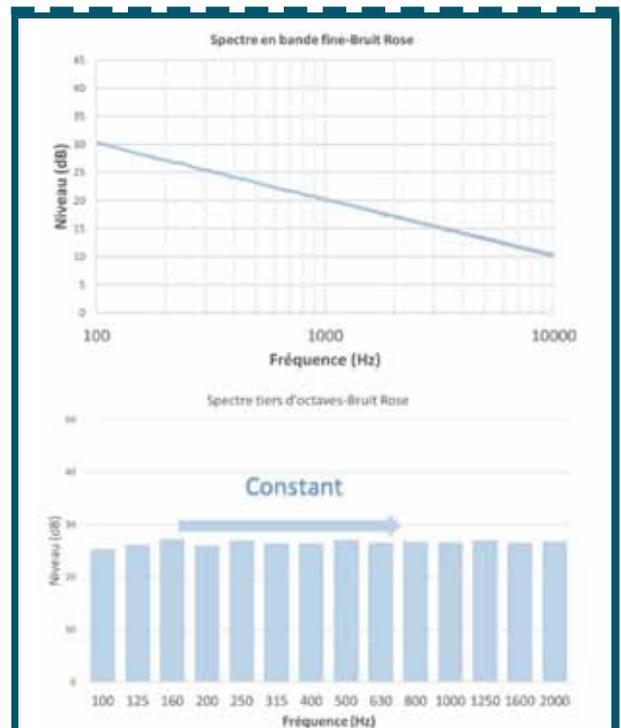


Figure 5: Spectre du bruit rose en bandes fines et en 1/3 d'octave.



Il est donc judicieux d'utiliser ce son dans notre étude car beaucoup d'employés du BTP travaillent en extérieur et peuvent être exposés à un bruit chargé en basses fréquences.

- Le bruit bleu :

Il s'agit d'un son dont l'amplitude du spectre en bandes fines augmente de 3 dB par octave lorsque la fréquence augmente en dB Hz.

C'est un son très intéressant car à l'inverse du bruit rose, il est chargé en hautes fréquences.

La dosimétrie sur 8 heures de certains salariés a montré que des travailleurs peuvent être exposés à des bruits chargés en hautes fréquences, cf tableau 1, il est donc important de tester ce son dans notre protocole.

Fréquences (Hz)	125	250	500	1 000	2 000	4 000	8 000
Niveau d'exposition quotidienne (dB _A)	70,6	74,9	77,6	79,3	82,3	84,0	88,2
Niveau moyen d'exposition quotidienne (dB _A)	90,6						
Niveau de pression acoustique de crête (dB _C)	133,8						

Tableau 1: Exemple d'exposition sur 8 heures d'un maçon

- Signal d'alerte :

Nous avons pris comme signal d'alerte un avertisseur de recul d'un engin de chantier. En France les engins de chantiers sont équipés d'avertisseurs sonores répondant à la norme SAE J 994. Plusieurs types d'alarmes répondent à cette norme, les plus utilisés sont les avertisseurs de type B (107 dB) et de type C (97 dB).

Le signal est une alarme tonale classique de type « bip-bip », en son pur de fréquence fondamentale 1264 Hz. Chaque bip est espacé de 490 ms et dure 500 ms, cf fig 6.

Pour des raisons techniques inhérentes à l'émission du signal, nous avons reproduit pour notre étude l'avertisseur de type C à 97 dB.

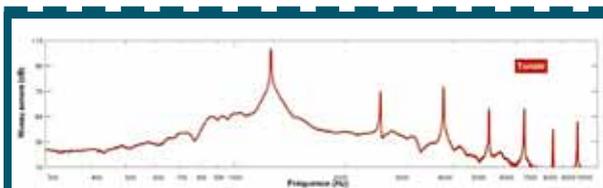


Figure 6: Spectre du signal de recul d'un engin de chantier

- Intensité sonore des différents signaux utilisés :

Pour notre étude nous avons défini plusieurs intensités sonores à tester pour les différents bruits évoqués précédemment. Nous avons essayé d'être le plus proche possible, en termes d'intensité, des valeurs d'expositions sonométriques sur 8 heures de certains métiers du BTP, cf tableau 2. Il serait intéressant de connaître les valeurs d'exposition au fond du conduit auditif, en plus des valeurs sonométriques classiques.

Malheureusement ces mesures ne sont pas disponibles.

	Électricien	Maçon	Maçon coffreur	Tailleur de pierre
Niveau d'exposition sonore quotidienne Lex,8h (dB _A)	80,4	90,6	94,4	98,6
Niveau crête LPC (dB _C)	134,8	133,8	130,5	131,7

Figure 6: Spectre du signal de recul d'un engin de chantier

Les intensités sonores émises pour les différents bruits ont été paramétrées par l'interface qui pilote le système d'émission et d'acquisition autour de la tête artificielle.

Cette interface (voir Figure 3) a permis d'ajuster les niveaux sonores (au fond du conduit auditif de la tête artificielle) en dB_{lin} et en dB_A. Pour chaque intensité générée au fond du conduit auditif une mesure en dB_A a été réalisée à l'aide d'un sonomètre au niveau supérieur de la tête artificielle.

Pour éviter la saturation en sortie des 5 moniteurs, nous n'avons pas pu dépasser certains niveaux d'émissions en fonction du bruit choisi.

Pour le bruit blanc nous testerons quatre intensités sonores : 90, 95, 100 et 110 dB_{lin}.

Pour le bruit bleu et le bruit rose nous testerons 3 intensités sonores : 90, 95 et 100 dB_{lin}.

Le tableau 3 ci-dessous répertorie toutes les intensités testées en fonction du type de signal, et leur niveau maximum d'émission.

	Intensité au fond du conduit auditif en dB _{lin}	Intensité au fond du conduit auditif en dB _A	Intensité mesurée au-dessus de la tête du KEMAR en dB _A
Bruit blanc	90	92	78
	95	95	82
	100	100	87
	110	109	94
Bruit rose	90	90,5	78
	95	95	83
	100	100	88
Bruit bleu	90	90	75
	95	94,5	79
	100	99,5	86

Tableau 3: Intensité sonore en fonction du lieu de la mesure

On constate que les niveaux en dB_{lin} et en dB_A sont proches, au fond du conduit auditif de la tête artificielle.

En effet, le conduit simulé au coupleur 2cc engendre un effet de résonance autour de 3000 Hz (voir figure 7), ce qui filtre considérablement le signal perçu dans les basses fréquences c'est-à-dire la zone fréquentielle pour laquelle la pondération A est très différente de la pondération C ou du dB_{lin}.

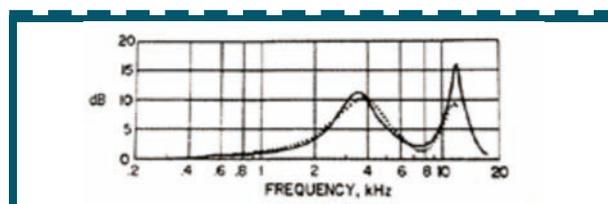


Figure 7: Courbe de réponse du conduit simulé au coupleur 2cc de la tête artificielle KEMAR

IV Résultats de l'étude expérimentale

Notre protocole d'étude s'est déroulé en trois phases :

- La mesure de l'atténuation des embouts,
- La mesure de l'efficacité des réglages de la prothèse auditive contre les bruits,
- La détermination d'un rapport signal/bruit pour la détection des signaux d'alerte.

Nous pourrions ainsi préconiser un type d'embout et un réglage spécifiquement adapté à des niveaux d'intensités sonores importants.

1) Atténuation des embouts

La première étape de notre étude passe par la mesure d'atténuation des embouts sur mesure.

Nous devons nous assurer que les sons transmis de manière naturelle (aide auditive éteinte), respectent les normes en vigueur de 87 dBA au fond du conduit auditif.

a. Méthode

Pour ne pas à avoir toutes les formes d'embouts à tester, nous avons utilisé les embouts qui théoriquement atténuent le plus, les embouts de forme fond de conque, et ceux qui théoriquement atténuent le moins, les embouts de forme canule.

Nous avons réalisé deux embouts de forme fond de conque en silicone et en acryl, ainsi que deux embouts de forme canule en silicone et en acryl.

Nous avons testé différents diamètres d'évent pour chaque intensité sonore et pour chaque type d'embout, ce qui nous permet d'évaluer l'impact de l'évent sur l'atténuation du signal sonore.

Nous avons testé des embouts sans événement (occlus) ainsi que des diamètres de 0,8 mm, 1 mm, 1,2 mm, 1,4 mm, 1,6 mm et 1,8 mm.

Les cinq moniteurs diffusent le bruit ensemble de manière à avoir un champ acoustique homogène autour de la tête. L'embout testé est placé sur l'oreille droite en laissant l'oreille gauche libre pour contrôler et visualiser l'intensité du signal souhaitée, cf fig 8.

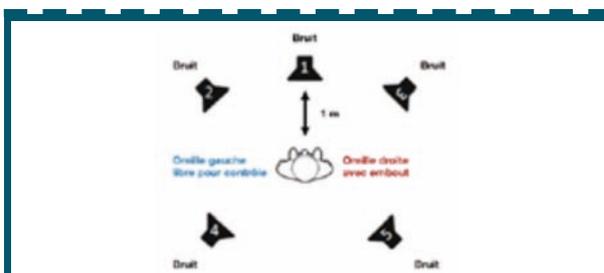


Figure 8 : Disposition du KEMAR pour la réalisation de la mesure d'atténuation de l'embout

L'analyse spectrale des mesures est réalisée par bandes de tiers d'octave puis une pondération en dBA est effectuée pour établir une comparaison avec les normes.

b. Résultats

Après l'analyse des résultats des différents tests, un grand nombre d'embouts respectent la norme en vigueur de 87 dBA tolérée au fond du conduit auditif.

L'embout le plus efficace dans l'atténuation du signal émis est l'embout de forme fond de conque sans événement en silicone quelle que soit l'intensité du bruit blanc diffusé.

Sans surprise, nous constatons que l'évent a une influence sur l'efficacité d'atténuation.

Plus l'évent augmente et plus l'atténuation de l'embout diminue.

Nous avons réalisé un tableau reprenant toutes les mesures effectuées, permettant ainsi d'avoir une visualisation rapide du choix de l'embout en fonction du niveau moyen d'exposition du travailleur sur une durée de 8 heures.

Le tableau ci-dessous a pour but d'orienter l'audioprothésiste de manière simple et rapide vers un type d'embout en fonction de l'exposition au bruit de son patient.

Tableau 4: Tableau de recommandations sur le choix de l'embout en fonction de l'exposition moyenne d'un salarié sur une durée de 8 heures.

2) Efficacité du limiteur du niveau de sortie des prothèses auditives (MPO)

Les aides auditives sont aujourd'hui pourvues d'algorithmes qui permettent de limiter électroniquement le niveau de sortie des appareils.

Le but est de confirmer que le MPO joue bien son rôle de limitation du niveau de sortie des prothèses auditives quel que soit le niveau d'exposition du porteur.

a. Méthode

Nous avons utilisé des embouts fond de conque en silicone sans événement, respectant les critères d'atténuation étudiés dans les tests précédents.

Nous avons utilisé comme signaux d'émission un bruit rose (chargé en basses fréquences) et un bruit bleu (chargé en hautes fréquences).

Pour les réglages des aides auditives via le logiciel fabricant, nous avons simulé trois types de perte auditive, correspondant à une perte tonale moyenne de 35 dBHL, 60 dB HL et 80 dBHL.

Les mesures ont été réalisées avec les aides auditives sur les deux oreilles de la tête artificielle avec les cinq moniteurs diffusant le signal simultanément, cf fig 9.

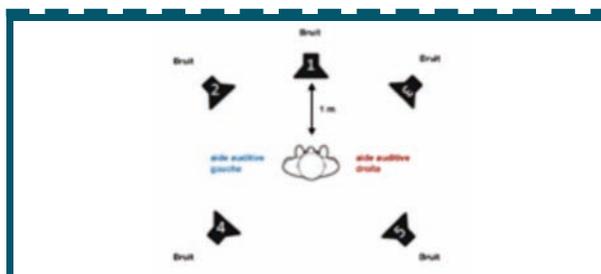


Figure 9: Disposition du KEMAR pour le test du MPO

Nous avons ainsi étudié deux types de réglages, le premier avec un MPO à 85 dB sur toutes les fréquences et un second pour favoriser l'émergence du signal de recul à 1264 Hz.

- Le MPO à 85 dB, est nommé « MPO 85 dB » dans notre étude.

Ce réglage est effectué pour les pertes tonales moyennes de 35 dB, 60 dB et 80 dB.

Les trois pertes auditives que nous avons créées sont testées avec des intensités de 90 dBlin, 95 dBlin, 100 dBlin (au fond du conduit auditif) en bruit rose puis en bruit bleu.



La directivité microphonique des aides auditives utilisées a été configurée en mode omnidirectionnel et les réducteurs de bruits ont été désactivés.

Nos réglages ont été réalisés avec la méthodologie NAL-NL2 car elle est présente chez tous les logiciels fabricants.



Figure 10 : Réglage du MPO à 85 dB pour la perte tonale moyenne de 35 dB

- Le MPO favorisant l'émergence du signal de recul, sera appelé « MPO 1264Hz » dans notre étude.

Dans l'optique d'améliorer potentiellement le rapport signal /bruit nous avons pensé à une autre stratégie de réglage.

Les signaux de recul utilisés sur les engins de chantier sont des sons purs avec une fréquence fondamentale à 1264 Hz. Il est alors intéressant d'agir sur le MPO de manière plus sélective en privilégiant la fréquence d'émission du signal d'alerte.

Nous avons ainsi limité le MPO sur toutes les fréquences à la valeur la plus faible tolérée par le logiciel fabricant, c'est-à-dire un MPO variant entre 70 dB et 85 dB sur l'ensemble des canaux. Pour la gamme fréquentielle comprise entre 1000 Hz et 1500 Hz où nous avons conservé une valeur de MPO plus importante, 90 dB à 1100 Hz et 1500 Hz, 95 dB à 1250 Hz. Nous espérons ainsi augmenter l'émergence du signal d'alerte.

Comme pour la première méthode de réglage nous comptons sur l'effet de sommation fréquentielle pour garantir la valeur limite d'exposition au fond du conduit auditif de la tête artificielle.



Figure 11 : Réglage MPO 1264 Hz favorisant l'émergence du signal de recul pour une perte de 35 dB

b. Résultats

L'analyse des différents tests effectués, a révélé des points importants :

- Premièrement, le réglage du MPO de manière linéaire à 85 dB garantit une protection efficace pour un porteur de prothèses auditives exposé à un milieu bruyant. Cela est vrai quel que soit le spectre qui compose le bruit (même efficacité d'atténuation du

bruit rose et du bruit bleu), quelle que soit l'intensité d'émission du bruit et quelle que soit la perte tonale moyenne intégrée dans les réglages de l'aide auditive (35 dB, 60 dB et 80 dB).

- Deuxièmement, nous observons, pour le réglage MPO 1264 Hz, une mesure du niveau résiduel au fond du conduit différente en fonction du spectre composant le bruit. Effectivement, avec un signal émis chargé en hautes fréquences (bruit bleu), le réglage n'est pas suffisamment efficace. Peut-être que la tolérance cédée sur le 1264 Hz (compression plus faible) suffit pour laisser passer une partie du bruit en hautes fréquences,

- Troisièmement, le réglage MPO 1264 Hz, se révèle efficace pour un signal chargé en basses fréquences (bruit rose) uniquement pour les pertes tonales moyennes de 35 dB et 60 dB quelle que soit l'intensité du signal émis.

Pour résumé, il est préférable d'utiliser le réglage MPO 85 dB pour un bruit chargé en hautes fréquences, mais également pour une perte tonale moyenne de 80 dB.

Par contre, il est important de garder à l'esprit qu'en utilisant la méthode MPO 85 dB on rendra potentiellement moins audible le signal d'alerte pour le porteur de prothèses auditives.

Les deux tableaux ci-dessous permettront d'orienter le réglage de l'aide auditive en fonction de l'exposition du patient et de sa perte tonale moyenne.

Nous avons renseigné les valeurs de l'oreille droite uniquement car tous les tests effectués préalablement sur l'atténuation des embouts ont été réalisés du côté droit. De plus la différence entre les résultats des deux oreilles est inférieure à 1 dB.

Tableau 5 : Tableau de recommandations sur la méthode de réglage du MPO pour une exposition en basses fréquences (bruit rose)

Tableau 6 : Tableau de recommandations sur la méthode de réglage du MPO pour une exposition en hautes fréquences (bruit bleu)

3) Mesure du rapport signal / bruit

Dans les tests décrits précédemment nous avons mis en évidence le degré d'atténuation des différents embouts étudiés, ainsi que le contrôle du niveau de sortie des aides auditives en agissant de deux manières différentes sur le MPO.

Nous pensons ainsi garantir un respect de la législation en choisissant un embout adéquat et un bon réglage du MPO.

Une fois le critère de protection validé, nous nous intéressons à la capacité du patient à percevoir les signaux d'alerte.

Pour cela, nous avons utilisé un test permettant d'évaluer le rapport entre le bruit environnant et le signal d'alerte d'un engin de chantier considéré ici comme signal « utile ».

Grâce à ce rapport signal / bruit ainsi obtenu nous pourrions évaluer si le signal d'alerte est potentiellement audible pour le travailleur porteur d'aides auditives.

a. Méthode

Dans cette étude nous avons utilisé les mêmes aides auditives que dans les tests précédents.

Nous avons utilisé des embouts fond de conque en silicone sans évent, respectant les critères d'atténuation étudiés dans les tests précédents.

Les tests ont également été effectués avec une protection individuelle contre le bruit de la marque 3M®, modèle Peltor optime 2.

La diffusion des signaux sonores est effectuée par les cinq moniteurs disposés autour de la tête artificielle. Quatre d'entre eux servent à la diffusion du bruit (bruit rose ou bruit bleu) et le cinquième sert à la diffusion du signal d'alerte.

Le haut-parleur générant le signal d'alerte est placé en face du KEMAR à un mètre de distance, cf fig 12.

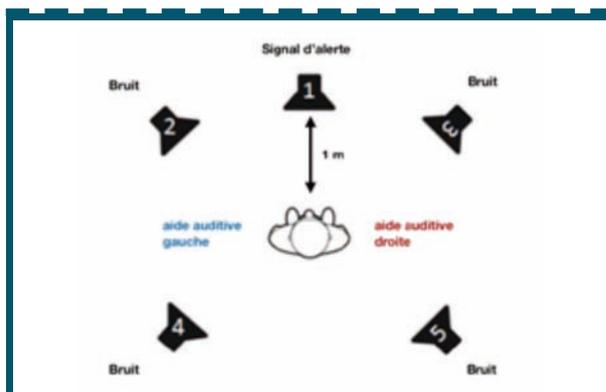


Figure 12: Disposition du KEMAR pour l'évaluation du RSB

Nous avons testé en fonction de chaque réglage intégré dans les aides auditives la capacité à entendre l'émergence du signal d'alerte noyé dans le bruit et en déduire un RSB.

Nous avons utilisé la méthode présentée par Hagerman et Olofsson en l'adaptant à la plateforme KEMAR.

Deux signaux sont émis $u(t)$ correspondant au signal utile (ici le signal d'alerte, souvent il s'agit d'un signal de parole) et $v(t)$ correspondant au bruit.



Figure 13: Diffusion des signaux dans la plateforme KEMAR

Dans un premier temps le signal utile et le bruit sont envoyés en phase à la tête artificielle à travers les aides auditives : équation 1), puis en opposition de phase : équation 2).

Nous mesurons deux signaux en sortie $aout(t)$ et $bout(t)$.

$u(t)$ correspond au signal utile (signal d'alerte) déformé par l'aide auditive, $v(t)$ correspond au signal de bruit déformé par l'aide auditive, et $e1(t)$, $e2(t)$ correspondent à du bruit parasite.

On sépare ensuite la parole et le bruit pour obtenir un rapport signal/bruit.

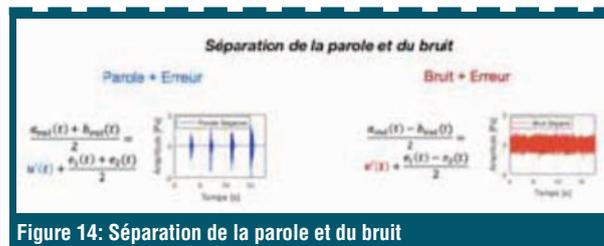


Figure 14: Séparation de la parole et du bruit

Comme indiqué ici, nous avons dû adapter cette méthode de détermination du RSB par opposition de phase, à l'origine conçue pour déterminer le RSB parole / bruit, à notre protocole en remplaçant le signal de parole par un avertisseur de dangers sonores comme signal principal.

Nous avons évalué un RSB pour plusieurs configurations :

- Dans un premier temps nous avons utilisé le bruit rose (chargé en basses fréquences). Pour une première série de tests nous avons programmé les aides auditives avec le réglage du MPO limité à 85 dB (« MPO 85 dB ») sur toute la gamme fréquentielle. Nous avons réalisé ces tests avec et sans réducteur de bruit. Pour la mesure sans réducteur de bruit, la bande son est diffusée une fois pour une durée de 12 secondes. Pour la mesure avec réducteur de bruit, nous diffusons la bande son deux fois, pour une durée de 24 secondes permettant ainsi de stabiliser les aides auditives et les réducteurs de bruit. Une seconde série de tests a été effectuée en passant sur le deuxième réglage du MPO visant à améliorer le RSB (« MPO 1264 Hz »). Nous avons également testé le PICB de la marque 3M pour comparer les RSB obtenus avec ceux des aides auditives.

- Nous avons ensuite effectué exactement les mêmes tests cités précédemment avec le bruit bleu (chargé en hautes fréquences).

Tous les tests réalisés ont été effectués avec un niveau de bruit de 90 dBlin, 95 dBlin et 100 dBlin (au fond du conduit auditif), avec une perte tonale moyenne de 35 dBHL, 60 dBHL et 85 dBHL.

Pour finir, nous avons effectué les mêmes mesures avec un PICB. Cela nous a permis de comparer les résultats obtenus avec le PICB à ceux obtenus avec les aides auditives.

Pour l'analyse des résultats, nous avons la possibilité d'étudier la mesure du RSB en fréquence mais également par la méthode de sommation énergétique correspondant au RSB en fréquence sommé sur l'ensemble du spectre.

Il est important de préciser que l'évolution temporelle du RSB n'est exploitable que pour les instants où le signal d'alerte est diffusé et donc pour ces instants le RSB vaut environ -5 dB dans l'exemple ci-dessous, cf fig 15. Le signal d'alerte étant discontinu, les périodes pour lesquelles il n'est pas diffusé (entre les plateaux) ne sont pas interprétables.

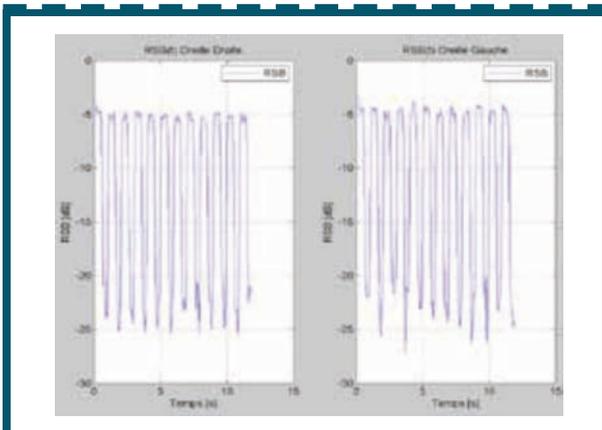


Figure 15 : Exemple d'évaluation du RSB (par sommation énergétique) en fonction du temps, les niveaux de u' et v' sont définis toutes les 125 ms.

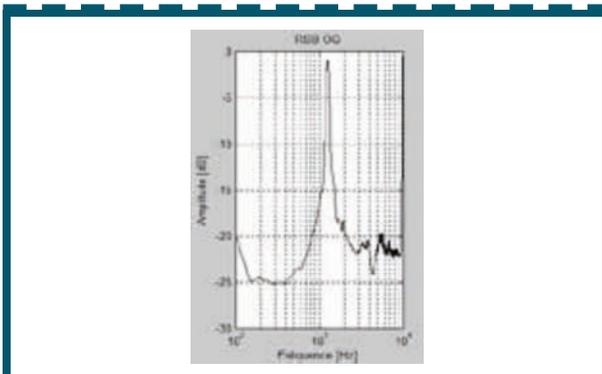


Figure 16 : Exemple de RSB en fréquence avec un pic centré sur la fréquence (1264 Hz) du signal de recul de l'engin de chantier

Le RSB en fréquence représente mieux l'audibilité, car on peut voir l'émergence du signal utile (ici le signal d'alerte). Le RSB issu de la sommation énergétique représente plus l'énergie sonore cumulée du signal par rapport à celui du bruit. La seule valeur interprétable est celle donnée par le pic à 1264 Hz car pour toutes les autres fréquences le signal utile (signal d'alerte) ne contient pas d'énergie, cf fig 16. Pour l'enregistrement des mesures, l'intensité du signal (avertisseur sonore de l'engin de chantier) reste fixe, seule l'intensité du bruit varie.

Pour l'analyse des résultats :

- Si le RSB est positif, cela traduit une émergence du signal par rapport au bruit
- Si le RSB est négatif, cela traduit une émergence du bruit par rapport au signal.

b. Résultats

Les différents tests effectués pour évaluer le rapport signal / bruit nous donnent quelques indications importantes.

- Premièrement, le réglage MPO 1264 Hz se révèle beaucoup plus efficace que le réglage MPO 85 dB et cela quels que soient l'intensité et le spectre du bruit émis. Pour augmenter la capacité du travailleur à percevoir le signal d'alerte il est recommandé de privilégier cette méthode de réglage. En respectant au préalable les recommandations en termes d'atténuation en fonction de l'exposition quotidienne du patient (cf tableaux 4, 5 et 6),

- Deuxièmement, nous notons une différence de valeur de RSB en fonction du spectre qui compose le bruit émis. Effectivement les deux méthodes de réglages sont plus efficaces lorsque le bruit est chargé en hautes fréquences. Nous constatons que l'énergie du bruit rose masque beaucoup plus le signal d'alerte,
- Troisièmement, les valeurs de RSB par la méthode de sommation énergétique sont meilleures avec les appareils auditifs (quelle que soit la méthode de réglage utilisée) qu'avec le PICB utilisé dans notre étude.

Avec réducteurs de bruit							
Bruit rose (dBA) au fond du conduit							
		90,5 dBA		95 dBA		100 dBA	
		RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique	RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique	RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique
Perte tonale moyenne (dB)	PTM 35 dB	1,8	-4	-1,7	-7	-4,5	-9,5
	PTM 60 dB	-0,4	-4,5	-2,4	-5,5	-5,4	-8,5
	PTM 80 dB	-1,4	-5	-2,5	-6	-5	-9

Tableau 7 : Mesure du RSB en fréquence et par sommation énergétique en fonction de la perte tonale moyenne, en bruit rose, avec réducteurs de bruit. Méthode MPO 85 dB

Avec réducteurs de bruit							
Bruit rose (dBA) au fond du conduit							
		90,5 dBA		95 dBA		100 dBA	
		RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique	RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique	RSB en fréquence	RSB par sommation énergétique
Perte tonale moyenne (dB)	PTM 35 dB	7	2	1,7	-1,5	-2,7	-4,2
	PTM 60 dB	3,7	6,2	1,1	5	-3,1	0,1
	PTM 80 dB	-0,1	11	-2,8	7,5	-5	2,5

Tableau 8 : Mesure du RSB en fréquence et par sommation énergétique en fonction de la perte tonale moyenne, en bruit rose, avec réducteurs de bruit. Méthode MPO 1264 Hz

V

Discussion

Durant cette étude nous avons essayé de répondre à plusieurs problématiques : est-ce qu'un embout sur-mesure d'une aide auditive a une capacité d'atténuation suffisante pour permettre au salarié exposé à un environnement sonore bruyant de travailler sans danger pour son audition, est-ce que le traitement du signal d'une aide auditive moderne permet de respecter la réglementation des 87 dBA maximum tolérés au fond du conduit auditif et enfin est-ce que dans ces conditions le travailleur est en mesure de percevoir les signaux d'alerte sur son lieu de travail ?

Concernant les embouts, notre étude a montré que le pouvoir d'atténuation d'un embout sur-mesure, s'il ne contient pas d'évent ou un évent de 1 mm maximum pour la forme fond de conque, atténué avec la même efficacité qu'un PICB.

Il faut garder à l'esprit que malheureusement en fonction des contraintes matérielles, nous n'avons pas pu tester des valeurs d'intensités supérieures à 110 dBlin au fond du conduit auditif. Nous ne sommes donc pas en mesure de prouver l'efficacité d'atténuation des embouts testés à de très fortes intensités sonores.

Il est également important de tester le confort d'une adaptation prothétique avec un embout occlus procurant la meilleure atténuation, dans le quotidien du patient. Le réglage « universel » de l'aide auditive devra être réalisé de manière à limiter au maximum l'effet d'occlusion induit.

Concernant les tests sur la perception des signaux d'alerte, nous avons pu constater qu'en fonction du réglage utilisé, de l'intensité sonore de l'exposition, du spectre qui compose le bruit, et en s'appuyant sur des études récentes, que le patient peut théoriquement percevoir les signaux d'alerte avec ses aides auditives tout en étant protégé de manière efficace contre le bruit.

Les résultats avec les aides auditives sont meilleurs qu'avec le PICB utilisé pour nos tests. Il serait intéressant de comparer nos résultats avec d'autres PICB ayant un filtre d'atténuation en fréquence différent.

Toutes ces suppositions devront absolument être confirmées par des tests en situation réelle sur des patients.

Concernant les valeurs d'intensité mesurées pendant notre étude, nous avons utilisé une pondération A pour toutes les valeurs. Ne serait-il pas plus judicieux d'utiliser une valeur en dBlin, correspondant à la valeur réelle d'intensité délivrée au fond du conduit auditif ?

De plus une étude de l'INRS met en cause l'utilisation de la pondération A pour estimer le risque auditif lié à des bruits intenses, lorsque ces bruits ont un spectre riche en basses fréquences. Les mesures en pondération A tendraient à sous-estimer la nocivité des bruits riches en basses fréquences, pourtant présents dans le spectre composant l'exposition quotidienne d'un travailleur du BTP.

Concernant la réglementation sur le niveau limite d'exposition, il apparaît que pour certaines pertes d'audition, il soit impossible de respecter la législation.

Effectivement, pour certains patients, il est nécessaire que le niveau de pression acoustique au tympan dépasse les valeurs limites autorisées, simplement parce que l'amplification nécessaire pour faire entendre le patient est supérieure aux normes actuelles. Peut-être devrait-on revoir la VLE en fonction de la perte tonale moyenne du salarié, car la limite de notre étude concerne les pertes importantes (sévères et profondes) qui dans la majorité des cas ne respectent pas la VLE et auront des difficultés à percevoir les signaux d'alerte avec un programme spécifique des aides auditives. Dans ce cas, peut-être qu'un aménagement de poste ou une réorientation professionnelle devraient être envisagés.

VI

Conclusion

La première partie de l'étude a consisté à montrer que l'effet d'occlusion de certains embouts sur-mesure, permet de respecter la valeur limite d'exposition fixée à 87 dBA au fond du conduit. Il s'agit cependant d'une atténuation uniquement passive, alors que notre étude s'intéresse à des personnes portant des aides auditives avec un réglage et donc une possibilité d'atténuation active.

Dans un deuxième temps, nous avons donc étudié ce phénomène d'atténuation active par l'évaluation de l'impact du MPO. Différentes

mesures ont été réalisées avec différentes stratégies de réglage. Ces tests ont permis de valider le respect des valeurs limites d'exposition au fond du conduit.

Finalement, la troisième partie a confirmé que dans ces différentes stratégies de réglage, il est possible de garantir un RSB suffisant pour que le patient puisse percevoir le signal d'alerte.

Pour conclure, cette étude nous a donc permis de mettre en place des recommandations de réglage et d'adaptation de prothèses auditives dans le cadre de la prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant.

Cependant, toutes ces recommandations offrent des bases solides mais restent théoriques.

VII

Bibliographie

Site internet : https://sstie.ineris.fr/consultation_document/20477, **Seuils des niveaux d'exposition, (consulté le 15 Août 2019)**

Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), Performance acoustique des alarmes de recul tonales et large bande en milieu ouvert en vue d'une utilisation optimale, R-977, 2017, page 14, figure 1

Site internet : <http://impulsion-acoustique.fr/definitions/>, **Bruit blanc, (consulté le 03 Août 2019)**

Site internet : <http://impulsion-acoustique.fr/definitions/>, **Bruit rose, (consulté le 03 Août 2019)**

Gerard J., Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant, Mémoire pour le diplôme d'état d'audioprothésiste, 2017, page 66

Gerard J., Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant, Mémoire pour le diplôme d'état d'audioprothésiste, 2017, page 60

Burkhard M.D., Manikin measurements, 1978

Hagerman & Olofsson, A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise, Acta Acustica, 2004

Veille acouphènes < Un bruit vraiment blanc 2^{ème} partie : « la TRT bien tempérée »



Introduction

Comment ose-t'il ? Parodier le titre d'un chef d'œuvre ? Celui d'un maître du baroque, d'un des plus grands musiciens classiques. Loin de moi l'idée de réaliser un quelconque plagiat mais l'occasion est trop belle pour faire une simple analogie.

Lorsque Jean Sébastien Bach édite ce monument de la musique « Le clavier bien tempéré » Das Wohltemperierte Klavier (1722) il signifie qu'il faut revoir la notion musicale de tempérament égal, soit un système d'accord qui divise l'octave en (douze) intervalles chromatiques égaux.

Le tempérament est donc en bon français un caractère modéré et sans excès et par contre en musique un indice de rigueur, de spectre décortiqué et d'ordre à respecter... Dans la gamme « bien tempérée » de Bach tout est possible hormis l'accord de l'octave qui, lui, reste inchangé. Les rapports inférieurs dits de tierce, quarte et quinte sont modifiés, déplacés pour permettre au mieux l'expression musicale. « Le titre de Bach suggère qu'il a utilisé un tempérament inégal mais qui sonnait bien dans tous les tons. » (wikipedia).

Mon analogie avec ce travail est d'une part de comparer nos logiciels - qui nous invitent à faire coïncider cibles et valeurs réelles - à un tempérament fixe et de facto, d'uniformiser le travail des audioprothésistes et d'autre part de proposer l'utilisation d'un réglage du producteur de bruit non uniforme, individualisé et personnalisé.

En effet, tout le travail, le talent, le savoir-faire de l'audioprothésiste consiste à adapter cette rigueur et à la modifier pour y faire correspondre le besoin individuel de chaque personne. Soit à réaliser un réglage fin qui s'accorde à l'exigence de l'ouvrage original que vous compose(re)z.

Je ne m'attacherai comme l'indique mon titre qu'au délicat réglage du producteur de bruit blanc, aux propositions des firmes pour régler celui-ci, à l'importance de l'embout et bien sûr dans une prochaine veille à définir notre méthode pour circonvier aux inexactitudes.

Deux nouveaux concepts

Sans revenir sur notre veille dédiée au réglage des producteurs de bruit blanc (Lurquin & Viudez 2015) rappelons deux publications venues compléter nos connaissances et le savoir-faire des praticiens de la TRT. Deux concepts nouveaux sont venus chatouiller ou interroger (c'est selon) les chercheurs et les thérapeutes.

1) L'efficacité de la thérapie est meilleure si l'acouphène a sa fréquence incluse dans le spectre du bruit.

Point besoin d'être un génie de la psychoacoustique pour comprendre que l'inclusion de la fréquence de l'acouphène au sein d'un spectre large rend l'émergence de celui-ci moins important. Ceci est évidemment valable aussi bien si l'on travaille avec un niveau permettant le masquage (Vernon & Schleuning 1978, Schechter & Henry 2002) que le mélange du bruit à l'acouphène (Jastreboff 2000). Il ne nous intéressera pas ici de rentrer dans cette polémique (Tyler & al 2012, Lurquin & Viudez 2015).

Par contre Les études de Schaette & al (2010) et de Mc Neill & al (2012) ont eu le mérite de confirmer la plus grande efficacité des prises en charge lorsque l'acouphène était couvert par le spectre amplifié et ceci était confirmé par une plus grande amélioration des scores aux questionnaires après thérapie.

Ceci signifie pour nous que tout n'est pas lié à la seule sortie du champ de conscience répétée comme un

credo par les apôtres de Jastreboff et Hazell. Au contraire ces résultats confirment :

- Soit l'importance de la re-stimulation dans les fréquences lésées, le bien-fondé de la réhabilitation auditive, la nécessité de la réactivation en cas de surdité cachée ou légère (optique neurophysiologique qui rapproche les audioprothésistes du neurologue spécialisé en revalidation voire de l'ergothérapeute).

- Soit l'importance du masquage. Celui-ci peut prendre la forme d'un masquage énergétique (loi de Weber-Fechner) soit d'un masquage informationnel (Schinn-Cunningham 2013) par l'amplification de l'environnement sonore en cas de surdité (optique psychoacoustique et/ou audio-prothétique).

- Le besoin de gain et le soin à apporter au réglage des (très) hautes fréquences pour atteindre un niveau de stimulation au moins égal à la valeur équivalente de l'acouphène (pitch) tant en fréquence qu'en intensité.

Il convient en tout cas de rappeler qu'une proportion supérieure à 80-90 % des acouphènes rencontrés ont une fréquence supérieure ou égale à 4000 Hz (Penin & Lurquin 2009).

La figure 1 page suivante illustre trois façons d'adresser un bruit dont le spectre théorique.

La courbe noire inclut l'acouphène et semble correspondre aux critères de Schaette et à l'étude de Mc Neill. En revanche le bruit blanc physique ou même le bruit rose mais dans une moindre mesure produiront plus d'énergie dans les fréquences moyennes et centrales. Ceci n'est pas sans conséquence sur la masquabilité des sons de parole et donc les plaintes du patient : « je ne comprends plus très bien quand on me parle et que j'utilise mon appareil en mode combiné » (amplification plus bruit blanc). Par ailleurs il à

Philippe LURQUIN



Audioprothésiste,
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse, CHU
Marie Curie Charleroi

K. PHUONG



Audioprothésiste



> VEILLE ACOUPHÈNES

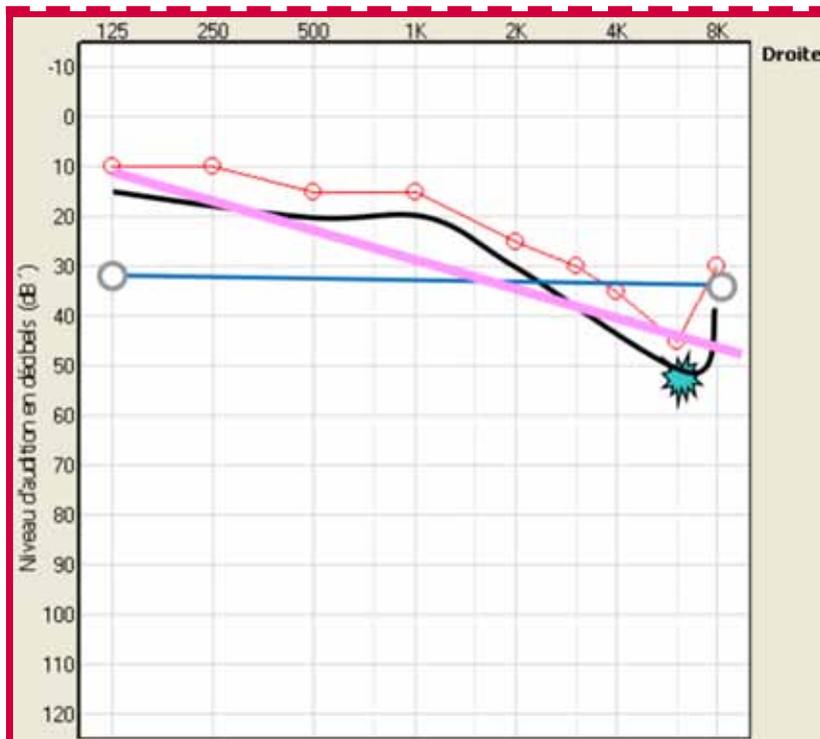


Fig 1 : Perte auditive droite fictive. Trois bruits fournissant une égale sensation sonore correspondant au point de mélange avec l'acouphène sont illustrés. Les valeurs fréquentielles et soniques de l'acouphène (pitch match frequency) correspondent à l'étoile turquoise. Le bruit blanc « physique » correspond à la ligne bleue. Le bruit rose et sa pente de 6 dB / octave est illustré par la couleur idoine et le spectre « calculé » par la ligne noire.

noter que très souvent l'utilisation du bruit calculé génère, lui, un désagrément puisque le patient se verra stimuler dans un espace fréquentiel correspondant soit à des zones cochléaires mortes soit à des zones spécifiquement les plus lésées.

2) L'efficacité de la thérapie est meilleure si le bruit thérapeutique se caractérise un spectre étendu plutôt qu'une bande étroite.

La publication de Bong Jik & al (2014) est venu donner un cadre scientifique à ce que beaucoup de thérapeutes pressentaient à savoir l'augmentation de l'efficacité de la TRT et l'amélioration des scores après prises en charge si le bruit stimulant présente une large bande plutôt qu'une bande étroite.

La conclusion toute simple qui vient de ces constats (1 et 2) revient à dresser l'importance soit des hautes fréquences (point 1) soit des fréquences graves (point 2) susceptibles d'être éliminée par la ventilation. La solution ne peut évidemment venir d'une augmentation des fréquences centrales, en l'absence d'un niveau de sortie suffisant dans le premier et le dernier tiers du spectre. Une

compensation pour atteindre une sensation équivalente à celle de l'acouphène et donc à rechercher le point de mélange par l'accroissement des fréquences médiums aurait pour conséquence un masquage possible ou accru des sons de parole, ne l'oublions pas.

Voilà pour la théorie qui une fois encore se verra modulée par l'expérience et la pratique.

Trois principes à respecter

Pour ce qui concerne les hautes fréquences : nous définirons trois principes antagonistes entre lesquels l'audioprothésiste devra naviguer :

a) Le principe d'efficacité : si l'on veut restimuler, réactiver des fibres nerveuses qui répondent à la tonotopie le niveau de pression sonore doit être au moins égal au seuil corrigé (dB HL vs dB SPL). Ceci rend le stimulus audible, actif sur la zone désafférentée et est donc susceptible grâce à la plasticité cérébrale d'inhiber les mécanismes d'hyperactivité des relais sous-corticaux, donc de ramener les taux de décharges (firing rates) et l'activité

spontanée proche de ce qu'elle était avant désafférentation. Tout ceci fonctionne bien si on n'est pas sur des zones cochléaires mortes... hors certaines études ont montré l'incidence accrue des zones mortes et de TEN test positifs chez les patients acouphéniques (Lurquin & al 2002). La récupération, le retour en arrière seront à la fois proportionnels à l'âge du patient, sa plasticité cérébrale et l'ancienneté de la privation, elle-même liée à la réorganisation des cartes tonotopiques.

b) Le principe d'inaudibilité pour l'entourage : en cas de surdité en pente de ski si l'acouphène est comme presque toujours contenu dans la dernière octave, le niveau de sortie, sur base de notre premier principe, devra atteindre ou dépasser le seuil, ce qui signifie des niveaux mesurés in-vivo de près de 70 à 90 dB selon les cas. Le problème de ce genre de perte est qu'il associe aux seuils très dégradés dans les aigus des seuils normaux ou subnormaux dans les graves. Donc l'audioprothésiste devra, pour éviter l'effet d'occlusion utiliser un dôme ouvert. La conséquence immédiate est le caractère audible pour l'entourage que prend la stimulation thérapeutique. Selon qu'il s'agisse d'un acouphène perçu modérément ou non, d'un patient fort dérangé avec des scores aux questionnaires de handicap élevé ou non, selon qu'il vive seul ou en couple, selon même le niveau d'audition de son partenaire (conjoint âgé malentendant) le patient acceptera ou non l'audibilité du bruit blanc.

En règle générale nous pouvons considérer que sauf exception précédemment décrite le niveau du bruit blanc doit être inaudible pour l'entourage.

c) Le principe de confort auditif est le troisième élément à prendre en considération. Il en est de même que pour le gain vocal... le confort et l'efficacité sont régulièrement deux tendances opposées. Une augmentation de l'un engendre régulièrement la dégradation de l'autre. Vouloir remédier à un acouphène par un gain certes efficace et approprié peut se révéler impossible en raison de l'inconfort suscité. Le niveau du bruit blanc doit être confortable surtout s'il est perçu de manière permanente.



Il vaut ainsi mieux un port continu de 16 heures par jour (voire 23 ou 24) qu'un port irrégulier en raison de l'audibilité du stimulus pour l'entourage ou de la gêne auditive.

Dans la pratique ces trois principes peuvent être antagonistes. Le savoir-faire permettra de jongler entre les différentes variétés de dômes ou d'embout mais aussi d'utiliser différents programmes en fonction des situations comme au domicile ou en rue, dans les commerces ou à la bibliothèque. L'utilisation du data-logging permettra alors de vérifier les changements de programme.

Au cas où, pour des problèmes de couplage auriculaire et de difficultés incoercibles avec le conduit, il vaudra mieux abandonner le principe d'efficacité. Voici plusieurs années avant l'apparition du numérique les producteurs de bruit blanc n'étaient pas toujours modelables en fréquence. Pourtant nos pourcentages de patients satisfaits étaient identiques (Lurquin & al 2002). Il faudra simplement éviter de parler des implications corticales et neurophysiologiques par re-stimulation du bruit blanc dans le « counselling » et se limiter aux explications psychoacoustiques ou neuropsychologiques sur la sortie du champ de conscience (voir Lurquin & Viudez 2015 pour une revue).

Du côté des fabricants

Là encore la prudence est de mise et l'exclusive est mauvaise conseillère. L'écran Noah, la réalité in-vivo et le confort du patient sont trois choses pas toujours identiques. C'est un euphémisme... (Lurquin 2015)

Nous avons testé les modules dédiés aux acouphènes des fabricants suivants

Phonak : Tinnitus Balance, Signa : Tune Out Tinnitus, Hansaton : Tinnitus Manager, Bernafon : Tinnitus Sound Support, Starkey : Multiflex Tinnitus Technologie, Widex : Zen

Nous avons simulé une surdité plate de 30 dB bilatéralement choisi un écouteur adapté (S ou M) et les dômes dédiés fournis par le fabricant et ensuite décidé arbitrairement qu'une première oreille serait équipé d'un dôme ouvert et l'autre d'un dôme fermé ou double. Nous avons choisi de régler le bruit blanc de la même façon pour tous les appareils. Le bruit blanc est de 30 dB SPL tout le long de la bande fréquentielle.



Figure 2 : Comparaison des niveaux de sortie du bruit blanc à réglage et écouteur équivalent avec deux types de dôme (fermé en haut et ouvert en bas).

Parmi ces fabricants certains font varier le spectre du bruit blanc sous Noah en fonction du type de dôme choisi et l'audioprothésiste peut alors constater que les spectres à l'écran sont différents à gauche et à droite selon que le dôme est ouvert ou fermé.

Pour d'autres le spectre du bruit blanc est fonction du seuil tonal seulement. Le niveau de sortie du producteur de bruit n'est que suggéré à l'audioprothésiste et c'est à lui de le modifier quoiqu'il arrive en respectant au mieux les trois principes édictés ci-dessus. Le spectre du brut blanc sous Noah n'est pas impacté par le choix du dôme.

Pour d'autres encore, et c'est le plus curieux, le spectre du bruit blanc se modifie lors du passage du dôme ouvert au dôme fermé, seulement légèrement de quelques décibels soit beaucoup moins que le gain ou le niveau de sortie de l'appareil auditif dans le même logiciel et pour les mêmes conditions.

Nous avons alors passé ces appareils dans une « chaîne de mesure » et pour plus de précision dans le KEMAR de l'université de Lorraine. Le KEMAR est relié à un ordinateur muni d'un logiciel d'acquisition de spectre, Spectra+. Les acquisitions de données se font à travers un système de moyennage effectué par le logiciel. Nous avons utilisé la fenêtre de pondération de Hanning, la plus utilisée car elle fait le compromis entre une bonne résolution en fréquence et une bonne résolution en intensité. Une calibration a été réalisée avant chaque série de mesure.



Image 1 : Calibration de la tête artificielle KEMAR avec le pistonphone GRAS 42AA

Les embouts utilisés sont des embouts souples ouverts standards et des embouts double dôme pour l'embout fermé. L'influence est clairement visible (fig 2) dans les fréquences inférieures à 2000 Hz. On peut observer une différence d'intensité allant jusqu'à 27 dB SPL à 350 Hz. On peut également relever l'intensité sonore globale du bruit blanc qui passe de 48 dB SPL en embout ouvert à 61 dB SPL avec l'embout fermé. Jusque là rien de surprenant.

Le plus intéressant vient de la comparaison des mesures avec les mêmes réglages sous NOAH (bruit blanc de 30 dB constant) pour chaque marque.

La figure 3 reprend diverses comparaisons (nous avons songé à disperser nos résultats par rapport à la liste des ACAs cités).

Les différences dans les niveaux de sortie peuvent être fonction de la taille

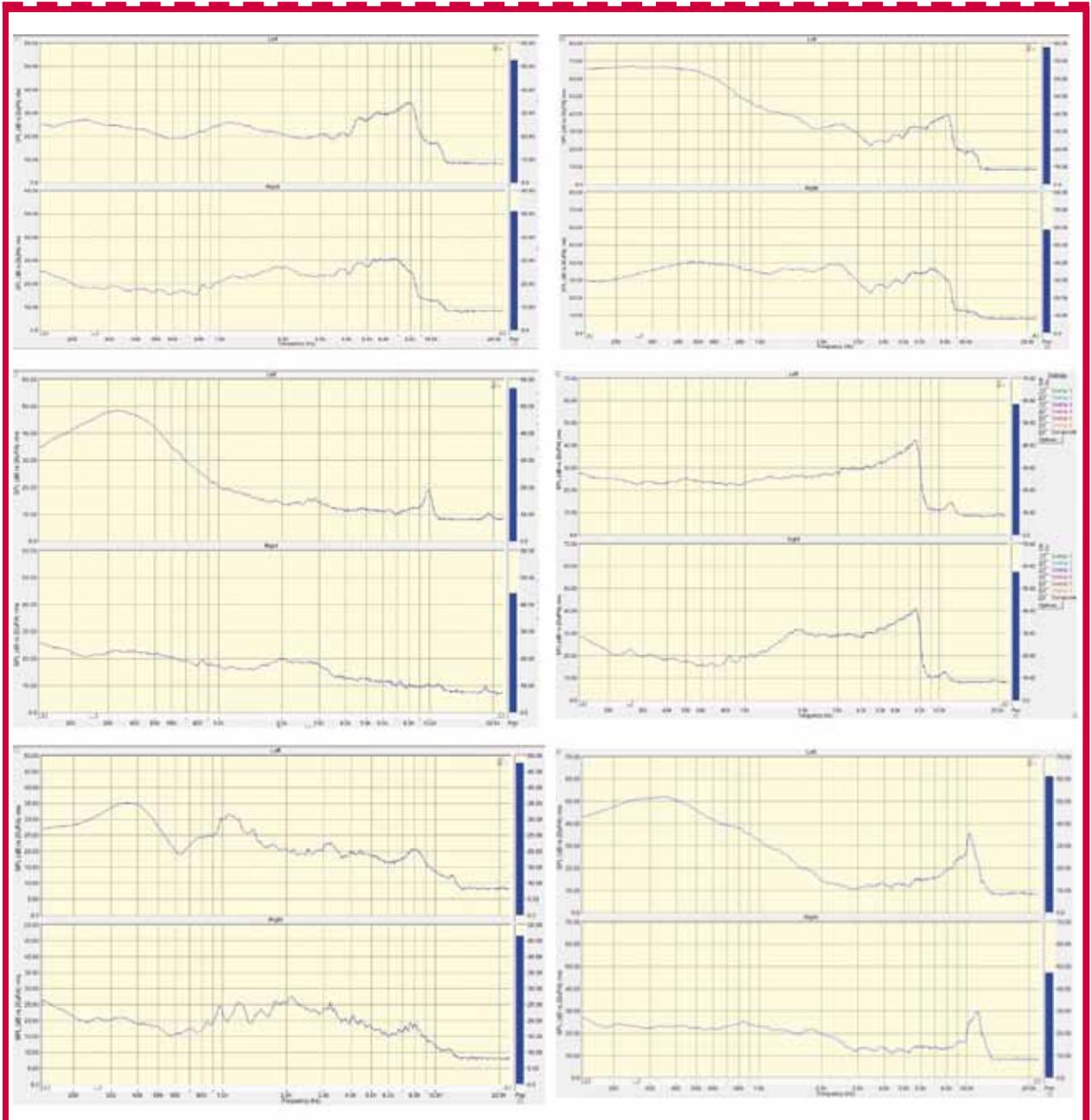


Figure 3 : Comparaison pour les six marques testées des spectres en haut avec embout fermé et en bas avec embout ouvert.

des exactes des dômes, de la présence d'une fuite dans le couplage du dôme, du diamètre du conduit, mais aussi du nombre et du diamètre des ventilations du dôme ouvert pour chaque fabricant. Très clairement un dôme ouvert ne vaut pas un autre dôme ouvert.

Il reste donc à l'audioprothésiste à se méfier, à comparer et à vérifier la méthode ou le choix fabricant qui lui offre le plus de succès et surtout à écouter son patient pour adapter au mieux en fonction des besoins, donc aussi des programmes.

Discussion

On peut se demander pourquoi nous vous adressons une seule série d'image et non une analyse systématique et comparative inter-firmes. Il ne nous appartient pas de critiquer les choix des fabricants. Tout au plus peut on leur faire part de nos réflexions et de l'existence d'une méthode qui fonctionne. Il va de soi que nous ne possédons pas la seule clé et qu'ailleurs sur d'autres continents les méthodes utilisées sont peut-être très éloignées des nôtres. Restons humble : les fabricants

ne créent pas de logiciel pour notre seul pays. Pour notre part, il reste à affûter nos méthodologies à la fois par l'analyse du ressenti et des sensations du patient et/ou par les mesures in-vivo. Le dilemme étant pour chacun de respecter à la fois les critères d'efficacité et de confort.

Conclusion

Le terme tempéré utilisé par JS Bach évoque le caractère adouci, mitigé ou modéré ainsi que son quasi-homonyme « temporisé » lui-même synonyme de



prolongé, différé, de pas comptés et d'absence de précipitations. Ces dernières qualités sont certainement nécessaires pour réaliser étape par étape un réglage fin et minutieux du producteur de bruit blanc.

Bibliographie

Bong Jik Kim, Sung-Won Chung, Jae Yun Jung, Myung-Whan Suh « Effect of Different Sounds on the Treatment Outcome of Tinnitus Retraining Therapy » *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology* Vol. 7, 2, (2014), 87-93

Henry J., Schechter M., Zaugg T. « Clinical trial to compare tinnitus masking and tinnitus retraining therapy » *Acta Otolaryngol Suppl.* (2006), 64-69.

Hoare D., Searchfield G., El Refaie A., Henry J. « Sound Therapy for Tinnitus Management: Practicable Options » *J Am Acad Audiol* vol 25, (2014), 62-75

Jastreboff P., Hazell J., Graham R. « Neurophysiological model of tinnitus: Dependence of the minimal masking level on treatment outcome »

Hearing Research 80, (1994), 216-232

Jastreboff, P., Hazell, J. « A neurophysiological approach to tinnitus: Clinical implications » *Br J Audiol*, 27, (1993), 7-17.

Lurquin P., Germain M., Fabry V., Markessis

E., Thill MP., Vincent Y. Evaluation par questionnaires de l'amélioration apportée par la thérapie sonore d'habituation chez le patient acouphénique et/ou hyperacoustique. *Les cahiers de l'Audition* (2002) n°5, 9-13

Lurquin P., Germain M., Markessis E., Palmers S., Thill MP., Vincent Y. « Le rôle du générateur de bruit blanc dans la thérapie des acouphènes » *Les cahiers de l'Audition*, vol 15 n°4, (2002), 21-27

Lurquin P., Thill MP., Vincent Y. « Contribution à l'établissement d'un lien entre zone cochléaire morte et acouphène » *Les Cahiers de l'Audition* vol 15(6) (2002), 9-21

Lurquin P., Viudez P., Fraysse MJ., Thill MP. « Le réglage des producteurs de bruit blanc. Masquage ou point de mélange : le choix des patients » *Les Cahiers de l'audition* vol 28 n°1, (2015), 62-65

Lurquin P. « Les méthodes d'appareillages : Utilisation, intérêts et limites des méthodes fabricants, variabilités, artefacts, données chiffrées » *Les Cahiers de l'Audition* 28 (1), 29-32

Lurquin P., Phuong K. « Un bruit vraiment blanc (Première partie) Comparaison des différents producteurs de bruit blanc disponibles sur la marché » *Les Cahiers de l'audition* vol 32 N°5 (2019), 37-43

Mc Neil C., Tavora-Vieira D., Analfjan F., Searchfield G., Welch D. « Tinnitus pitch, masking and the effectiveness of hearing aids for tinnitus therapy » *Int.J. Audiology* vol 51 (2012), 914-19

Penin J., Lurquin P. « Premier pas en thérapie Acoustique de l'Acouphène. Création d'une séance initiale de counselling » *Cahiers de l'Audition* vol 22 n°6 (2009), 7-25

Schaette R., Koenig O., Hornig D., Gross M., Kemper R. « Acoustic stimulations treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the frequency range » *Hearing Research* vol 269, (2010), 95-101

Schechter M., Henry J. « Assessment and Treatment of Tinnitus Patients Using a «Masking Approach » *J Am Acad Audiol* 13:, 545-558

Sheldrake, J. B., Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. P. « Perspectives for total elimination of tinnitus perception ». In G. E. Reich & J. A. Vernon. *Proceedings V International Tinnitus Seminar*, Portland, (1996), 531-536.

Shinn-Cunningham B. « Understanding informational masking from a neural perspective » *The Journal of the Acoustical Society of America* vol 133n° 5 (2013), 3434

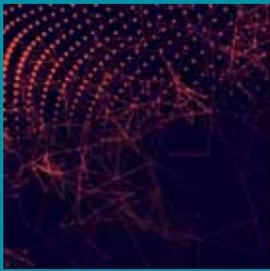
Tyler RS, Noble W, Barros Coelho C., Ji H. « Tinnitus Retraining Therapy : Mixing Point and Total Masking Are Equally Effective » *Ear & Hearing* vol 33, (2012), 588-594

Vernon, J. A., Schleuning, A. «Tinnitus : A new management ». *Laryngoscope*, 88, (1978), 123-124.



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





> Veille Technique

Les innovations des industriels

PHONAK life is on

■ Avantages et faisabilité technique de l'appareillage à distance dans le cadre des rendez-vous de suivi

Cette étude a utilisé un prototype préliminaire que nous connaissons aujourd'hui sous le nom de « Phonak Remote Support ». L'étude a pour objet d'évaluer la faisabilité technique globale et les avantages d'un appareillage à distance dans le cadre des rendez-vous de suivi prothétique. En moyenne, les participants et l'audioprothésiste ont été satisfaits par les sessions Remote Support, et les participants ont indiqué préférer les rendez-vous à distance aux rendez-vous sur place.

Introduction

Afin de pouvoir régler de manière optimale les aides auditives de ses patients, un audioprothésiste peut avoir à planifier de nombreux rendez-vous de suivi prothétique. Se rendre à de nombreux rendez-vous peut s'avérer compliqué pour certains patients, en particulier pour ceux qui ont des problèmes de santé ou de mobilité et ceux qui vivent dans les régions rurales. Les solutions d'eAudiologie peuvent éliminer certains de ces obstacles en proposant à ces patients un accès plus pratique aux services qu'ils demandent et dont ils ont besoin.

En général, les consultations d'eAudiologie peuvent être menées de manière synchrone ou asynchrone. Lors d'un rendez-vous synchrone, l'audioprothésiste et le patient communiquent entre eux en temps réel. Cette consultation peut se faire par téléphone, par

webcam ou par d'autres moyens. Les rendez-vous asynchrones sont également appelés « rendez-vous en différé ». Lors de ces rendez-vous, des données sont collectées au site distant, sont enregistrées sur un appareil (ordinateur ou smartphone par ex.), puis sont envoyées de manière sécurisée en vue d'être analysées ou examinées ultérieurement. Bien que la communication entre eux ne soit pas en temps réel, le patient entend l'audioprothésiste lui communiquer les informations requises et peut être aidé par un animateur en fonction du service et de l'équipement dont il a besoin.

Tous les rendez-vous de suivi prothétique ne sont pas adaptés à une téléconsultation. Lors du parcours patient, certaines tâches cliniques ne peuvent se faire qu'au centre auditif (prise d'empreintes d'oreille, mesure de l'oreille réelle, inspection physique de l'aide auditive, etc.). Cependant, d'autres tâches cliniques telles que les réglages logiciels peuvent être effectuées à distance tant qu'il est possible d'accéder aux aides auditives via un ordinateur ou une connexion Bluetooth. L'objectif de cette étude était d'évaluer la faisabilité et les avantages perçus de la téléconsultation pour les rendez-vous de suivi prothétique.

Méthodologie Participants

50 sujets âgés de 32 à 88 ans (âge moyen = 65 ; écart-type = 13) ont pris part à l'étude pilote. La population des participants était composée de 30 hommes et 20 femmes. 35 participants étaient des utilisateurs d'aides auditives débutants tandis que 15 étaient des utilisateurs expérimentés. La perte auditive présentait une gravité allant de légère à profonde et était neuro-sensorielle, de transmission ou mixte.

21 des participants recrutés plus un autre participant, soit 22 participants au total, ont choisi de prendre part à une phase à domicile de l'étude. Dans ce sous-groupe, les participants étaient âgés de 34 à 77 ans (M=62 ; écart-type=12).

Rendez-vous au centre auditif : équipement et supports

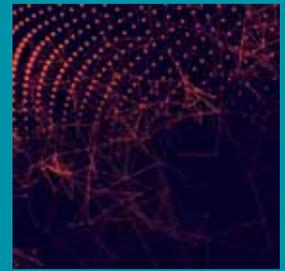
Les participants ont accepté d'être pris en charge lors d'une session Remote Support au centre auditif pour un rendez-vous de suivi prothétique. Lors du rendez-vous de suivi prothétique Remote Support, le participant se trouvait dans une salle du centre auditif utilisée pour l'appareillage à distance tandis que l'audioprothésiste se trouvait dans une autre salle du centre auditif. Chaque participant a reçu un kit Remote Support dans lequel se trouvent un Phonak iCube accompagné d'un câble USB, une clé USB contenant le logiciel Remote Support client, ainsi qu'un manuel d'installation du logiciel. Le logiciel client ne proposait aucune fonctionnalité permettant aux participants de régler l'aide auditive.

Lors de l'installation et de la configuration, l'audioprothésiste est resté dans la salle aux côtés du participant afin d'observer et de chronométrer le processus d'installation et de configuration. L'audioprothésiste a annoncé à chaque participant qu'il devait effectuer lui-même l'installation. Toutefois, si un participant n'arrivait pas à effectuer lui-même l'installation et la configuration, l'audioprothésiste consignait les problèmes et apportait son aide.

Rendez-vous au centre auditif : procédures

Au début du rendez-vous Remote Support, l'audioprothésiste a effectué le Montreal Cognitive





Assessment (MoCA), un test de dépistage des troubles cognitifs qui aide les professionnels de santé à détecter la déficience cognitive légère. Les scores MoCA ont été utilisés pour les analyses ultérieures et non en tant que critères de sélection.

Une fois le logiciel client installé, l'audioprothésiste s'est rendu dans une autre pièce du centre auditif. L'audioprothésiste a alors appelé le participant avec un téléphone fixe ou un téléphone mobile. Il a ensuite rejoint la session en utilisant une version spéciale de Phonak Target, puis il s'est connecté à distance aux aides auditives du participant. Ce dernier a ensuite évoqué les problèmes ou difficultés rencontrés avec ses aides auditives et, pour y répondre, l'audioprothésiste choisissait soit de faire des réglages logiciels soit de conseiller le patient. Une fois le rendez-vous Remote Support terminé, l'audioprothésiste et le participant devaient remplir leur enquête de satisfaction respective en ligne.

Rendez-vous au domicile : équipement et supports

Dans cette phase de l'étude, les rendez-vous n'ont plus lieu au centre auditif dans une salle d'appareillage à distance, mais au domicile du participant afin de mieux reproduire une situation réelle. La date et l'heure des connexions à l'ordinateur et à Internet variaient selon les participants. Outre l'équipement et les supports utilisés lors du rendez-vous au centre auditif, le participant a reçu un programme de téléconférence sécurisé, ainsi que des aides auditives identiques ou équivalentes aux siennes. Une webcam a également été fournie si le participant n'en avait pas. Les aides auditives du participant n'ont pas été utilisées dans l'étude au cas où il n'aurait pas été possible de réparer certains problèmes de connexion lors de la session

Remote Support. Cinq scénarios de programmation ont été créés afin de veiller à couvrir une grande variété parmi les tâches de programmation et de manipulation (remplacer une pile par ex.) auprès des participants.

Rendez-vous au domicile : procédures

Tous les rendez-vous au domicile ont eu lieu après les rendez-vous au centre auditif. Avant leur rendez-vous au domicile, les participants avaient pour consigne d'installer sur leur ordinateur personnel les applications logicielles requises pour les aides auditives et le programme de téléconférence. Certains d'entre eux ont demandé de l'aide auprès de leurs proches ou amis pour installer les logiciels. Les rendez-vous de suivi prothétique étaient prévus à la date et l'heure choisies par le participant. L'audioprothésiste contactait d'abord le participant par téléphone, puis une fois qu'une

connexion était établie via un système de téléconférence, il mettait fin à la communication téléphonique. Si une communication stable n'avait pas pu être établie ou maintenue, le rendez-vous se poursuivait par téléphone. Les scénarios de programmation étaient distribués de façon aléatoire entre les participants. En outre, le participant et l'audioprothésiste devaient tous deux remplir leur enquête de satisfaction respective en ligne.

Résultats

Rendez-vous au centre auditif

La durée du rendez-vous a été comparée pour la première moitié des 50 rendez-vous et la dernière moitié des rendez-vous. Il a été observé que les rendez-vous de la seconde moitié duraient 6 minutes de moins en moyenne (figures 1 et 2).



Figure 1. Durée du rendez-vous pour les 25 premiers rendez-vous (sur les 50 en tout)

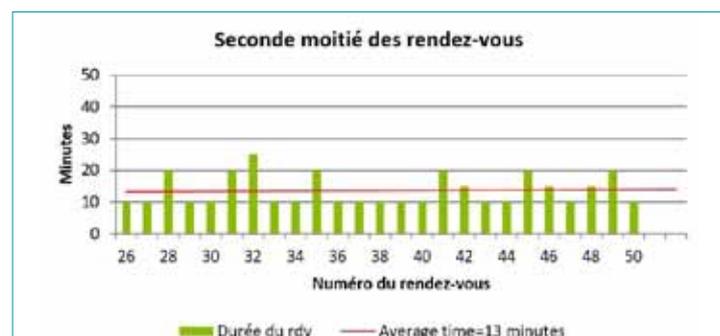


Figure 2. Durée du rendez-vous pour les 25 derniers rendez-vous (sur les 50 en tout)

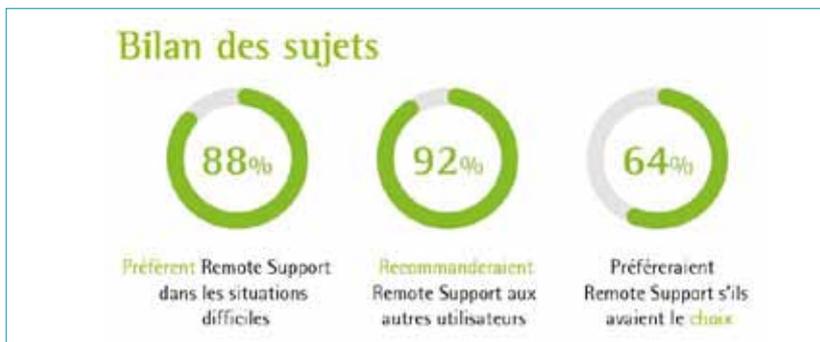


Figure 3. Retour des participants après un rendez-vous Remote Support

Lorsqu'il a été demandé aux participants s'ils préféreraient utiliser Remote Support à l'avenir, 64 % ont déclaré préférer Remote Support, 32 % sont restés neutres et 4 % ont déclaré ne pas préférer Remote Support. Cependant, lorsqu'il leur a été demandé s'ils préféreraient l'utiliser lors de conditions météorologiques mauvaises, 88 % ont déclaré préférer Remote Support et 12 % sont restés neutres. Quant aux avantages de ce type de rendez-vous, 90 % ont déclaré un avantage directement lié à la commodité et à l'accès. Les faiblesses déclarées étaient la perte du contact direct (20 %) et l'utilisation de la technologie (4 %). Presque tous les participants (92 %) ont affirmé qu'ils recommanderaient ce service à leurs amis et leurs proches (figure 3).

En général, l'audioprothésiste était satisfait pour 82 % des rendez-vous Remote Support. Sa satisfaction était neutre pour 16 % des sessions. La satisfaction neutre de l'audioprothésiste était accompagnée des commentaires suivants :

- Contact physique avec l'instrument impossible (inspection visuelle, nettoyage, remplacement du dôme)
- REM impossible
- Impossible d'examiner l'oreille physiquement

- Échec de connexion à l'aide auditive (une fois)
- Impossible de contrôler la consommation de la pile

Une seule session a été jugée non satisfaisante par l'audioprothésiste. Dans cette session, le participant ne savait pas comment utiliser l'ordinateur et a obtenu l'aide de sa soeur. Il est également arrivé plusieurs fois que l'aide auditive se soit arrêtée de fonctionner lors de cette session. Pour ce qui est de la connectivité, la connexion à l'aide auditive a été stable pour 86 % des rendez-vous. Pour 80 % des rendez-vous, l'audioprothésiste a déclaré que l'appareillage à distance était aussi efficace que sur place (figure 4).

Rendez-vous au domicile

Lors des rendez-vous au domicile, une webcam a été utilisée avec succès pour 77 % des sessions. Chez les participants qui ont pu utiliser une webcam, ils ont tous indiqué préférer utiliser la caméra plutôt qu'un téléphone pour communiquer avec l'audioprothésiste.

Les participants étaient à nouveau invités à évaluer leur satisfaction quant aux rendez-vous Remote Support en remplissant le questionnaire du patient au domicile. Les résultats étaient similaires



Figure 4. Retour de l'audioprothésiste après un rendez-vous Remote Support

à ceux des rendez-vous au centre auditif. 86 % des participants ont déclaré préférer les rendez-vous Remote Support dans les situations difficiles, 90 % ont déclaré qu'ils recommanderaient les rendez-vous Remote Support aux autres et 60 % ont déclaré préférer les rendez-vous Remote Support à l'avenir par rapport aux rendez-vous sur place. Pour cette préférence, la raison la plus souvent invoquée était le gain de temps.

Discussion

Le prototype Remote Support a prouvé sa faisabilité technique. Les problèmes de connexion observés dans le cadre de cette étude ont été résolus par la version commercialisée de Phonak Remote Support. Aucune technologie n'est infaillible et il y a toujours le risque de rencontrer des problèmes techniques sur lesquels l'audioprothésiste ou le patient n'ont aucun contrôle. Le plus important est que l'audioprothésiste se sente à l'aise et confiant pour faire face à un éventuel problème technique lors d'un rendez-vous et pour déterminer s'il peut le résoudre rapidement. Il convient également de noter que les problèmes de connexion rencontrés lors de cette étude ont davantage impacté la satisfaction de l'audioprothésiste que celle du patient.

En ce qui concerne la durée du rendez-vous Remote Support, l'audioprothésiste a déclaré s'être familiarisée avec le flux de travail, le dépannage et les outils disponibles. Il se peut que cela ait contribué à réduire la durée du rendez-vous.

Les avantages avancés par les participants de cette étude étaient centrés autour de la commodité et de l'accessibilité aux services. La fréquence des consultations auprès d'un audioprothésiste peut être perçue comme un obstacle à l'utilisation d'une aide auditive et les services tels que Remote Support pourraient réduire cet obstacle chez certains patients. 40 % des patients ont également déclaré qu'ils solliciteraient plus souvent des services si Remote Support était disponible. L'hypothèse retenue est que l'appareillage à distance des aides auditives pourrait améliorer la satisfaction si les patients recevaient le suivi prothétique dont ils ont besoin.

Selon l'audioprothésiste, un des avantages pour le centre auditif serait l'efficacité apportée dans la planification des rendez-vous. Les taux de non-présentation ont



une incidence élevée sur la planification des rendez-vous et la fréquentation du centre auditif. Si les clients à distance oublient leur rendez-vous, il y a plus de chance qu'ils soient disponibles à n'importe quel moment s'ils sont contactés par l'audioprothésiste.

Il est possible que les personnes ayant choisi de participer

à cette étude avaient déjà un penchant favorable quant à l'utilisation des ordinateurs, d'où leur acceptation de participer à cette étude. Par ailleurs, l'utilisation de mesures de satisfaction à court terme, comme celles utilisées dans cette étude, a pu être influencée par la nouveauté que représente la téléconsultation chez certains participants. Par exemple, lorsque des clients font face à des problèmes réels qui sont plus complexes que ceux présentés dans cette étude, il se peut que ces derniers préfèrent avoir un contact direct avec leur audioprothésiste.

Conclusion

Il convient de noter que la version commercialisée de Phonak Remote Support n'exige pas l'utilisation d'un Phonak iCube ou des procédures d'installation de logiciel client comme indiqué dans cette étude.

Plus la technologie avance et les patients s'y connaissent mieux en informatique et plus les offres de service d'eAudiologie deviendront monnaie courante. L'appareillage à distance des aides auditives ne remplace pas et ne peut en aucun cas remplacer les consultations sur place. Phonak Remote Support est un outil supplémentaire que les audioprothésistes peuvent proposer à leurs patients lorsqu'ils le jugent approprié. Cette étude laisse entendre qu'aussi bien les audioprothésistes que les patients sont satisfaits par cette nouvelle forme de prestation de services. Dans certains cas, cette méthode est même préférée aux rendez-vous sur place.

Ces résultats montrent que Phonak Remote Support fournit des services d'une certaine manière que les patients préfèrent parfois tout en maintenant une prise en charge de qualité. Si les porteurs d'aides auditives peuvent obtenir les services dont ils ont besoin auprès de leur audioprothésiste, cela pourrait augmenter leur satisfaction dans leur quête d'une meilleure audition. La commodité et l'accès aux services sont deux avantages que Phonak Remote Support peut apporter.

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

-Phonak Field Study News | Avantages et faisabilité technique de l'appareillage à distance dans le cadre des rendez-vous de suivi

chroniques dyapason

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



Parmi nos experts, le Pr André Chays de l'Académie nationale de médecine.

Inscrivez-vous sur dyapason-chroniques.fr

GN

GN Making Life Sound Better

Un partenaire de premier plan

2020

INNOVATION TECHNOLOGIQUE

BIG INNOVATION AWARD pour le streaming direct des appareils Android vers les aides auditives.

PARTENARIAT BUSINESS

Nouvelle politique commerciale, offres de services, indépendance.

PERFORMANCE PRODUITS

Solution rechargeable premium, surpissant avec le gain utile le plus élevé du marché, offre 100% santé de qualité.



Android est une marque commerciale de Google LLC. Apple, le logo Apple, iPhone, iPad et iPod touch sont des marques d'Apple Inc., déposées aux USA et dans d'autres pays. La compatibilité avec les équipements Android nécessite au minimum la version 10 d'Android et Bluetooth 5.0 et que la fonctionnalité soit activée par le fabricant du téléphone et le prestataire de services. Février 2020. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915.





ReSound GN

Il est désormais possible aux audioprothésistes de réaliser des tests auditifs à distance à l'aide d'aides auditives. Cette innovation s'inscrit dans la logique de GN d'apporter toujours plus de services à ses clients audioprothésistes et à leurs patients.

Effectuer un test auditif à distance devient possible grâce à ReSound Assist Live. Cette fonctionnalité permet aux audioprothésistes d'étendre leurs services à distance en incluant désormais un test auditif et le réglage de nouvelles aides auditives.

- La technologie GN Hearing élargit considérablement les soins à domicile pour les personnes malentendantes, notamment en permettant de tester l'audition, de réaliser un anti-larsen et de réaliser un réglage fin des aides auditives.
- Ces trois éléments techniques, qui font partie des services les plus difficiles à réaliser à distance, sont désormais possibles en utilisant des aides auditives ReSound et le service ReSound Assist Live.
- Ces technologies innovantes permettent dès maintenant aux audioprothésistes d'aider les malentendants, en particulier les personnes âgées, les populations les plus vulnérables qui restent souvent à la maison, lorsqu'elles sont les plus dépendantes de leur audition, pour rester informés et connectés. Ces technologies aident également à façonner et à développer les pratiques médicales de demain.

GN Hearing, le leader mondial de la technologie des aides auditives, offre de nouveaux tests auditifs (également appelés tests in situ) disponibles en tant qu'extension du service à distance ReSound Assist Live. La technologie permet aux audioprothésistes d'offrir à distance des soins auditifs complets, y compris une évaluation auditive et un ajustement des aides auditives. Il permet aux personnes malentendantes de faire tester leur audition dans le confort de leur maison. Cette technologie arrive à



un moment où de nombreuses personnes âgées qui pourraient bénéficier de soins auditifs sont invitées à rester à la maison pendant la pandémie du COVID-19, et lorsque les audioprothésistes découvrent de nouvelles façons d'apporter leurs services à ces personnes.

Le test auditif à domicile est rendu possible grâce à ReSound Assist Live, un service de soins auditifs à distance, par vidéo et en temps réel. Il donne aux audioprothésistes la possibilité d'offrir la plus large gamme de services à ceux qui ne peuvent pas se rendre dans leurs centres. Cela permet par exemple d'apporter un service complet de contrôle pour un utilisateur ne pouvant temporairement se déplacer dans un centre auditif.

Désormais, les audioprothésistes peuvent envoyer un ensemble d'appareil auditif directement au domicile d'une personne, dans le cas par exemple d'un retour de réparations. Grâce à l'assistance à distance, une ré-évaluation de l'audition peut alors être effectuée, et de nouvelles aides auditives peuvent être immédiatement réglées et l'anti-larsen calibré, garantissant le meilleur son personnalisé. Dès que possible, les personnes devront poursuivre leurs soins avec une consultation dans un centre auditif avec leur audioprothésiste. Ce service est complémentaire au suivi conventionnel et ne saurait se substituer aux réglementations française en vigueur. Nous recommandons le suivi régulier en centre d'audioprothèses.

« Le COVID-19 ne devrait pas empêcher les gens de demander conseil ou de recevoir des soins de leur audioprothésiste », explique Gitte Aabo, PDG et présidente de GN Hearing. « Nous reconnaissons que les circonstances actuelles accélèrent la nécessité pour les audioprothésistes de compléter leurs services en centre par des soins à distance agiles et innovants. ReSound Assist Live permet désormais aux personnes qui pourraient bénéficier d'aides auditives, mais qui ne peuvent pas consulter physiquement, d'obtenir des

soins d'une nouvelle manière. Nous continuerons d'accompagner les audioprothésistes avec des outils comme celui-ci, qui offrent des expériences client personnalisées et les aident à façonner leurs pratiques d'aujourd'hui et de demain. »

Le COVID-19 a, en quelques jours, exigé que les soins de santé deviennent virtuels et offrent un accès à distance. Aujourd'hui, la télémédecine permet aux personnes de rester à l'intérieur de leur domicile tout en recherchant les meilleurs soins possibles. Les résultats d'un récent sondage montrent que 94% des audioprothésistes qui ont essayé ReSound Assist reconnaissent que cela leur permet d'offrir une meilleure expérience auditive et 89% ont déclaré qu'ils recommanderaient ce service à d'autres personnes.¹

ReSound Assist Live fonctionne avec les systèmes d'exploitation iOS (iPhones, iPads et iPod touch à partir de iOS 12). Nous travaillons à l'élargissement à d'autres systèmes d'exploitation.

Pour plus d'informations : Solène Gurret
Responsable Marketing
s.gurret@gnhearing.com

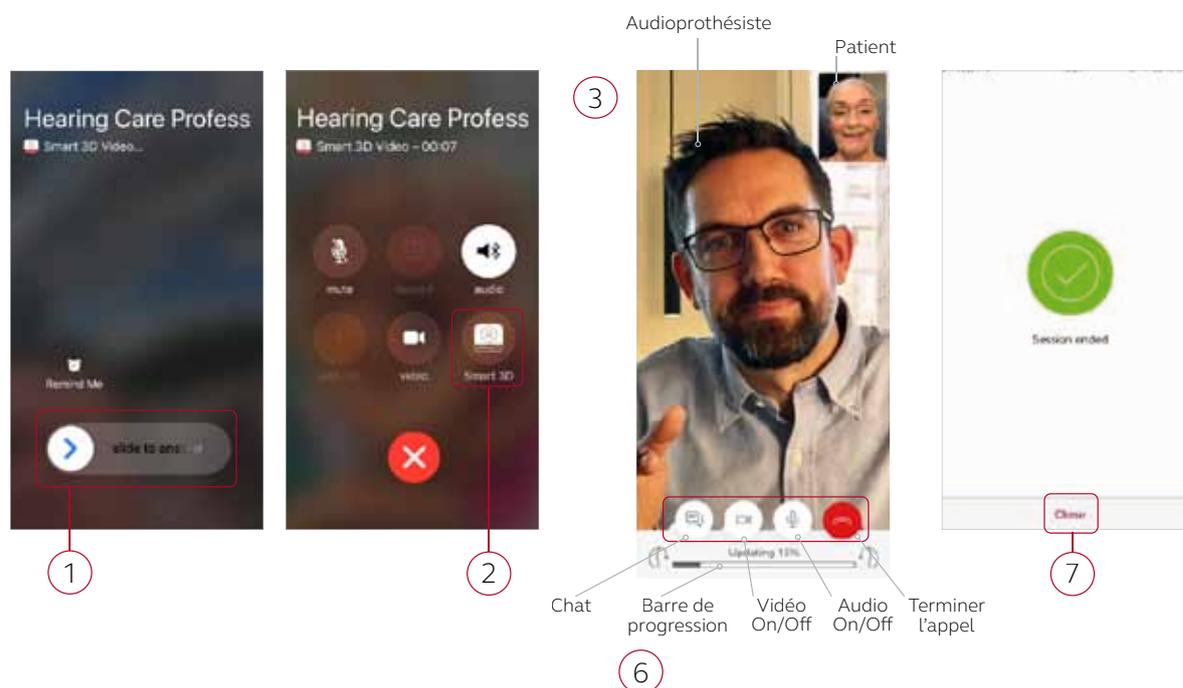
Pour en savoir plus :

ReSound Assist Live permet des soins personnalisés où que vous soyez

ReSound Assist Live est une extension des services d'ajustements à distance ReSound Assist. Il est accessible par appel vidéo sur l'application ReSound Smart 3D, en vidéo et en direct.

ReSound Assist permet déjà aux gens de recevoir des ajustements de leurs aides auditives à distance, mais ReSound Assist Live va plus loin, leur permettant de parler directement à leur audioprothésiste via une liaison en direct. Cela signifie qu'ils peuvent bénéficier d'un accès instantané au plus haut niveau de soins à un moment et à un endroit qui leur conviennent.

1. Enquête : entretiens avec 31 audioprothésistes de 11 pays, qui ont utilisé ReSound Assist 10 fois ou plus.



Pendant le test auditif à domicile - Guide pour le patient

1. Votre audioprothésiste activera l'appel ReSound Assist Live à la date et à l'heure convenues. Avant l'appel, allumez et mettez vos aides auditives. Lorsque vous recevez l'appel, balayez pour répondre ou appuyez sur Accepter.
2. Appuyez sur l'icône ReSound Smart 3D pour activer l'accès vidéo. Une fois connecté-e, vous verrez votre audioprothésiste à l'écran et l'entendrez à travers vos aides auditives. À tout moment, vous pouvez sélectionner l'une des icônes disponibles pour lancer une conversation, activer ou désactiver l'audio et la vidéo ou raccrocher.
3. Votre audioprothésiste se connectera alors à vos aides auditives. L'établissement d'une connexion prendra une minute ou deux et ensuite, la voix de votre audioprothésiste sera acheminée via votre haut-parleur iPhone ou iPad au lieu de vos aides auditives.
4. Pour assurer le meilleur ajustement de vos aides auditives, votre audioprothésiste fera un test avec vous. Lors du test, des tonalités seront émises dans vos aides auditives pour tester chaque oreille séparément. Avant de lancer le test, vous vous mettez d'accord sur une réponse verbale, ou un geste, pour que vous confirmiez quand vous entendez une tonalité.
5. Une fois le test terminé, remplacez le dôme de votre aide auditive par le dôme fourni avec votre aide auditive. Il s'agit d'assurer un ajustement global plus confortable dans votre conduit auditif lorsque vous portez votre aide auditive. Votre audioprothésiste continuera à affiner le réglage de vos aides auditives.
6. Avant de conclure votre session, vos aides auditives seront mises à jour avec vos nouveaux paramètres et vous verrez une barre de progression apparaître.
7. Une fois la session terminée, vos aides auditives redémarreront automatiquement et vous recevrez une « Notification de fin de session » sur votre iPhone ou iPad. Appuyez sur Fermer pour profiter de vos nouveaux paramètres.



Edge, l'intelligence à la pointe de l'innovation

Jumana Harianawala, AuD |
Martin McKinney, PhD | Dave Fabry, PhD

Introduction

Dans leur vie quotidienne, les patients rencontrent une multitude de situations acoustiques différentes. Le réglage de leurs aides auditives pour chaque type de situation requiert généralement de constants allers-retours entre le patient et le professionnel de l'audition. Cela implique que le patient relate ses expériences d'écoute sur le terrain ou que le spécialiste fasse des inférences basées sur les réactions du patient aux sons en cabinet.

À l'aide de ces informations, le professionnel ajuste alors les réglages actuels de l'aide auditive ou définit un programme manuel à utiliser pour une situation d'écoute donnée.

Cette manière d'effectuer des réglages est complexe et chronophage. Il est souvent difficile pour les patients de décrire les éléments pertinents des environnements auditifs problématiques ainsi que la vraie difficulté d'écoute, d'une manière qui soit utile et significative pour le professionnel.

Par ailleurs, une fois le réglage effectué, le patient doit encore changer lui-même le programme pour passer d'un environnement à l'autre et peut continuer à rencontrer de nouvelles situations pour lesquelles il ne dispose d'aucun programme manuel. Les consultations répétées en cabinet sont en outre chronophages pour l'utilisateur d'aides auditives comme pour l'audioprothésiste.

Pire encore, plus le délai de prise en charge du problème est long, plus le risque de retour de l'aide auditive par le patient s'accroît.

De nouvelles stratégies comme la programmation à distance et la personnalisation via une application sur un smartphone offrent à l'utilisateur la solution sur mesure qu'il recherche dans les situations complexes. La programmation à distance permet essentiellement à l'utilisateur d'aides auditives de solliciter l'assistance d'un professionnel partout et à tout moment.

Cependant, cette approche dépend toujours de la disponibilité du professionnel et n'est une solution, dans le meilleur des cas, que pour des environnements difficiles bien identifiés.

Mode Edge

Le nouveau mode Edge de Starkey met la puissance de l'intelligence artificielle (IA) à la portée des patients en leur permettant d'accéder à des réglages alternatifs pour les environnements sonores complexes. Grâce au logiciel d'adaptation Inspire X de Starkey, on peut attribuer une pression brève ou une double pression au mode Edge. L'écran de contrôle de l'utilisateur (Figure 1) permet en effet d'attribuer le mode Edge à la commande souhaitée. Il est également possible d'assigner le mode Edge à une double pression via l'application Thrive Hearing Control. Une fois la fonction activée, le patient peut bénéficier, instantanément et à la demande, d'un ajustement des réglages de son aide auditive en toute discrétion et avec une qualité de niveau professionnel. La base de données de recherche de Starkey comprend plus de 2 000 participants actifs, ce qui offre une foule de données environnementales détaillées et permet de classer des environnements sonores complexes en tenant compte d'éléments tels que la fréquence d'occurrence d'un vaste éventail de conditions acoustiques. L'association de ces importantes données exclusives aux connaissances issues d'une revue de la littérature et des études publiées (Wolters, Smeds, Schmidt, Christensen & Norup, 2016 par exemple) nous permet ainsi d'harmoniser les paramètres des aides auditives avec les conditions environnementales et les objectifs d'écoute prédits.

Dans son fonctionnement quotidien, l'aide auditive caractérise en permanence l'environnement acoustique.

Lorsque le mode Edge est activé, la caractérisation acoustique en cours est interprétée, ce qui génère le calcul de réglages appropriés. Ces ajustements s'appuient non seulement sur l'environnement acoustique, mais aussi sur l'objectif d'écoute escompté. Ils se basent sur des recommandations d'experts de l'appareillage, sur des données provenant de réglages d'aide auditive efficaces dans des situations d'écoute difficiles et sur des recherches relatives au dépannage (Jenstad, Van Tasell & Ewert, 2003). L'adaptation des paramètres d'une aide auditive inclut diverses combinaisons du gain, de la réduction du bruit et du mode micro.

La classification et l'adaptation acoustiques automatiques ne sont pas des phénomènes nouveaux et sont disponibles dans la plupart des aides auditives modernes. De façon générale, l'environnement acoustique est analysé en continu et les paramètres des aides auditives sont ajustés en temps réel. Dans la mesure où ces algorithmes s'adaptent en permanence sans interaction active du patient, seuls des réglages lents et relativement minimes peuvent être effectués sans perturber l'utilisateur avec des modifications de paramètres inattendues.

Le mode Edge, en revanche, est activé par le patient quand il ressent le besoin de réglages plus significatifs. Les chercheurs de Starkey ont mené plusieurs études pour évaluer des ajustements de paramètres notables et probants chez des personnes malentendantes appareillées placées en situation d'écoute dans des environnements acoustiques simulés.

Les résultats de ces investigations ont été utilisés pour concevoir les ajustements de paramètres du mode Edge afin d'en garantir la pertinence et l'efficacité dans les situations auditives complexes.

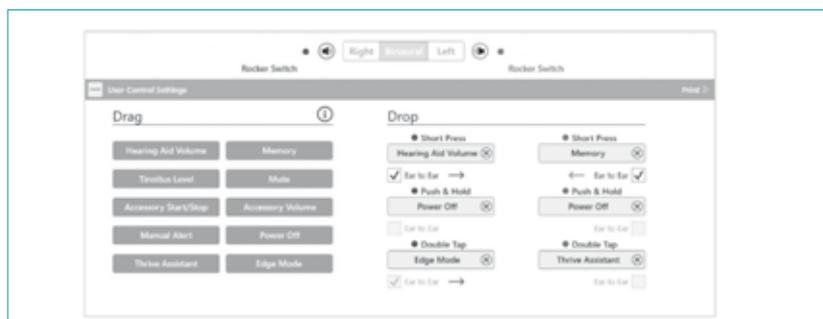


Figure 1. Écran de contrôle de l'utilisateur Inspire X. À droite, attribution du Mode Edge à une double pression.

Evaluations du Mode Edge

Des études ont été menées en laboratoire afin d'évaluer la performance du mode Edge par rapport au mode Normal (universel).

Le programme Normal correspond au réglage qu'utilise la majorité des gens pour mieux entendre dans la plupart des situations quotidiennes d'écoute. Doté de fonctions traditionnelles d'adaptation environnementale activées, le programme Normal est un programme adaptatif qui ajuste automatiquement le gain, la réponse en fréquences et le mode micro (la directionnalité) des aides auditives en fonction des différents environnements.

Le mode Edge a été évalué en laboratoire afin de déterminer les préférences générales dans trois situations courantes impliquant la parole avec un locuteur unique placé successivement dans un restaurant bruyant, dans une voiture ou dans une grande salle produisant de l'écho. Des enregistrements du monde réel des situations acoustiques susmentionnées ont été diffusés en laboratoire avec un traitement ambisonique, qui permet d'avoir une représentation spatiale du son à 360°.

Les participants ont comparé par paires les réglages des modes Edge et Normal et sélectionné leurs préférences de réglage pour chaque situation d'écoute. Quinze personnes présentant une perte auditive de perception légère à modérément sévère ont participé à cette étude.

L'âge moyen des participants était de 67 ans, avec une tranche d'âge de 33 à 87 ans. Tous étaient des utilisateurs expérimentés d'aides auditives. Un test des rangs signés de Wilcoxon a été réalisé en réduisant les données des trois situations d'écoute. Les résultats ont indiqué que le mode Edge était significativement plébiscité par rapport aux réglages du programme Normal (statistique $Z = 2,587$, $p = 0,008$) par les participants malentendants (Figure 2). Au restaurant, les préférences variaient, certains participants souhaitant plus de clarté, d'autres plus de confort.

L'utilisabilité sur le terrain a été évaluée à l'aide d'un SUS (« System Usability Scale » ; Brooke, 1996). Le SUS est un questionnaire composé de 10 items couramment utilisé pour mesurer la qualité de l'expérience du patient dans ses interactions avec un produit. Les scores SUS supérieurs ou égaux à 68 signifient généralement qu'un produit

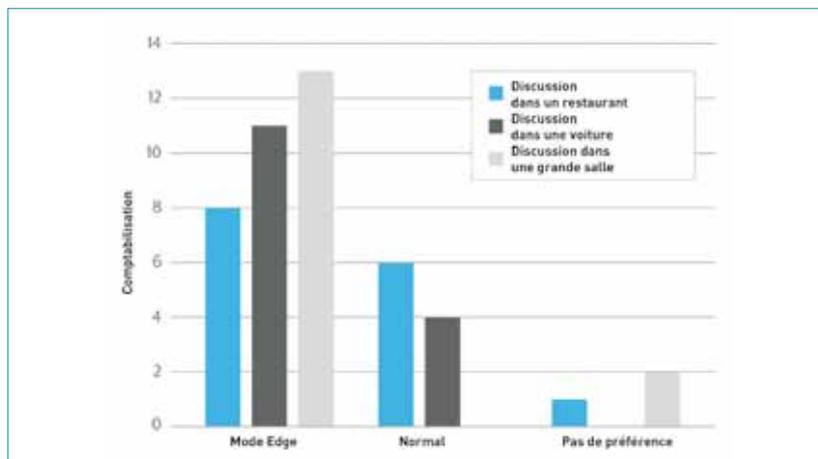


Figure 2. Comptabilisation des préférences de réglages entre le mode Edge et le mode Normal auprès de 15 participants malentendants. La légende permet d'identifier le type d'environnement acoustique.

ou une fonction sont faciles à utiliser ou à s'approprier. Dans notre étude, les participants ont enregistré un score moyen de 78, ce qui indique que les sujets ont jugé le mode Edge simple d'emploi ($p = 0,003$).

Un autre groupe de 19 utilisateurs d'aides auditives expérimentés présentant une perte auditive de perception légère à sévère a évalué le mode Edge dans sa vie quotidienne pendant 4 semaines. L'âge moyen des participants était de 67 ans, avec une tranche d'âge de 49 à 79 ans. Les participants ont bénéficié d'un appareillage optimal via eSTAT (la formule d'adaptation exclusive de Starkey) en programme Normal. Des programmes manuels supplémentaires ont été fournis. Les ajustements de l'appareillage ont été effectués lors de la session initiale et des sessions de suivi.

La plupart des participants ont estimé que le mode Edge offrait une clarté de la parole ou un confort supplémentaire dans des situations d'écoute difficiles. 68 % ont déclaré que le mode Edge offrait une clarté de la parole supplémentaire par rapport aux autres réglages disponibles sur leurs aides auditives. Pour 60 % des participants, le mode Edge apportait aussi un confort supplémentaire dans les situations qui l'exigent. 83 % d'entre eux ont également trouvé que le mode Edge facilitait l'utilisation de leurs aides auditives au quotidien.

Que ce soit lors des évaluations en laboratoire ou sur le terrain, le mode Edge a généralement été bien accepté par tous les participants qui l'ont jugé performant, pratique et facile à utiliser.

Conclusion

Grâce au mode Edge, les patients disposent désormais d'une option intuitive et discrète pour aborder les situations d'écoute difficiles ou pour améliorer les réglages de leurs aides auditives en général. Le mode Edge est le seul système intégré à des aides auditives qui offre ces possibilités.

Prédire chacun des environnements d'écoute spécifiques que les patients vont rencontrer et les appareiller en conséquence est tout simplement impossible. Le mode Edge met le pouvoir de l'IA entre les mains des patients pour leur offrir plus de contrôle dans tous ces environnements sonores complexes.

Lorsqu'il est activé, le mode Edge effectue une « capture acoustique » instantanée de l'environnement et ajuste le gain, la réduction du bruit et la directionnalité pour optimiser la clarté et le confort dans toutes les situations d'écoute.

Références

1. Booke, J. (1996). SUS – A quick and dirty usability scale. *Usability Evolution in Industry*, 189(194), 4-7.
2. Jenstad, L., Van Tasell, D. & Ewert, C. (2003). Hearing aid troubleshooting based on patients' descriptions. *Journal of the American Academy of Audiology*, 14(7), 347-360.
3. Wolters, F., Smeds, K., Schmidt, E., Christensen, E. & Norup, C. (2016). Common sound scenario: A context-driven categorization of everyday sound environments for application in hearing – device research. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27, 527-540.

signia

Life sounds brilliant.

TeleCare : un outil pour faciliter l'acceptation des aides auditives

Mikaël Ménard : Responsable d'application Signia, Docteur en Acoustique

Introduction

Les solutions de services à distance ont pris un essor important depuis maintenant quelques années avec l'avènement des solutions électroniques grand public, mettant à disposition de chacun des outils de communication performants et fiables. L'adaptation de ces outils aux différents domaines d'activités a donné lieu à la télémédecine ou « e-santé » ou encore au terme « téléaudiologie » (Gladden, 2018) pour l'audioprothèse. Bien que la téléaudiologie englobe différentes pratiques et solutions (réglage à distance, communication rapide, satisfaction, formations, suivi des temps de port à distance...), on retrouve des éléments clés, de base à cette pratique : Internet, smartphone... Et ce dans le but d'établir une connexion entre l'audioprothésiste et le patient.

Le développement de ce système a été motivé par la volonté d'offrir une solution simple et pratique de service et d'accompagnement à distance aux audioprothésistes pour la prise en charge de leurs patients. Les objectifs sont multiples : permettre aux patients éloignés de leur audioprothésiste ou n'ayant pas de moyen de transport d'avoir une réponse rapide et adaptée à leurs besoins ou encore octroyer du temps aux audioprothésistes pour répondre aux questions et problèmes de leurs patients sans avoir besoin de visite ou rendez-vous en laboratoire. Signia TeleCare p offre un large éventail d'outils et de fonctionnalités donnant accès à ces prestations et accompagnement à distance.

Signia TeleCare

Signia TeleCare donne la possibilité de proposer aux patients un accompagnement et un service à distance pendant cette période si particulière et potentiellement critique d'essai d'appareillage. Une période durant laquelle le patient expérimente ses aides auditives et sa nouvelle audition, alors que la communication

avec son audioprothésiste est parfois réduite et que surgissent beaucoup d'interrogations. TeleCare inclut des fonctionnalités permettant aux patients et audioprothésistes de communiquer en temps réel par chat et/ou appels audio et vidéo, donne la possibilité aux patients d'évaluer leur expérience d'écoute chaque jour (satisfaction donnant l'opportunité à l'audioprothésiste de réagir en cas de problème), propose des leçons auditives interactives qui guident les utilisateurs dans des situations spécifiques et recueillent leurs éventuels commentaires et si nécessaire, autorise le réglage à distance des aides auditives. L'utilisation des leçons auditives est illustrée sur la figure 1, avec un exemple de la manière dont TeleCare peut dans un même temps, à la fois guider le patient, définir et évaluer ses attentes et fournir à l'audioprothésiste des informations précieuses.

Les précédentes études sur Signia TeleCare ont été très encourageantes. Pour exemple, dans une étude portant sur des patients nouvellement appareillés, les résultats ont montré que grâce à l'utilisation de TeleCare, les patients obtenaient des résultats et une satisfaction supérieurs dans les situations d'écoute identifiées comme les plus difficiles (Froehlich et al., 2018). Une autre étude plus récente, a montré que TeleCare pouvait être bénéfique pour les nouveaux porteurs d'aides auditives atteints de démence légère et pour leurs soignants. Ces nouveaux porteurs d'aides auditives ont reporté des niveaux de satisfaction élevés et les soignants ont signalé moins de stress lié à l'entretien et l'utilisation des aides auditives (Jorgensen et al., 2019a, b).

Dans cet article, nous allons mettre en avant la relation entre l'utilisation des différentes fonctionnalités de TeleCare du patient (donc indirectement, leur niveau d'engagement) et l'acceptation de l'appareillage poussant à la décision ultérieure d'achat des appareils. L'hypothèse étant que l'utilisation par les patients des fonctionnalités de TeleCare reflète leur engagement, la probabilité que les patients décident de garder les aides auditives augmente. Les données analysées ici ont été recueillies sur un très large échantillon de patients suivis par une multitude de professionnels de l'audition à travers le monde entier.

Analyse des données de TeleCare

Les données présentées et utilisées dans cette étude proviennent de 22 810 patients à travers 36 pays différents. Les participants n'ont été inclus que rétrospectivement à cette analyse et ne faisaient donc pas partie d'un projet de recherche en tant que tel. Tous les participants ont été enregistrés par leurs audioprothésistes respectifs en tant qu'utilisateur de TeleCare lors du premier rendez-vous d'appareillage. Ils avaient donc installé l'application Signia (ou l'application myHearing) sur leurs smartphones et connecté leurs aides auditives (soit par Bluetooth soit par HF). TeleCare étant compatible avec tous les appareils Signia, le modèle et type d'aides auditives des patients n'ont pour cette étude aucun impact.

L'analyse de ces données a donc pour but de mettre en corrélation l'utilisation des modules proposés par Telecare

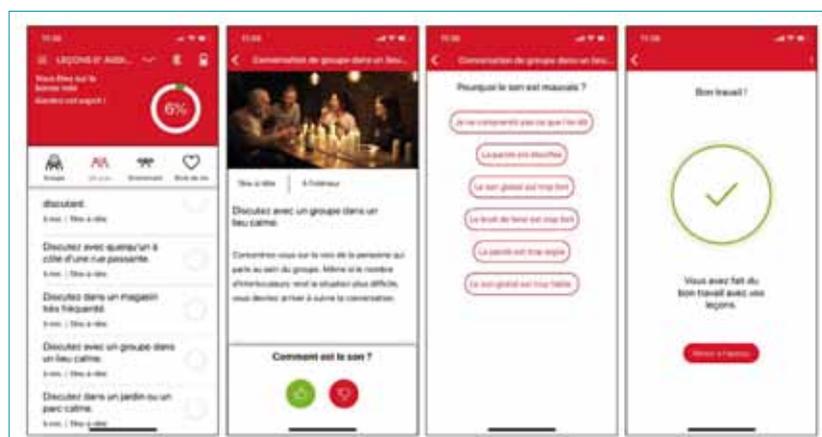


Figure 1. Interface utilisateur d'une leçon auditive dans TeleCare. Des leçons sont disponibles pour différentes situations d'écoute spécifiques pouvant être configurées par l'audioprothésiste (soit en choisissant dans une liste ou en choisissant un ensemble de situations suggérées).

avec l'acceptation de l'appareillage et la décision de chaque participant de conserver ou non leurs aides auditives.

La première constatation est que l'utilisation de TeleCare varie considérablement d'un patient à un autre. Un sous-groupe de 2 199 participants (correspondant à 9,6% de l'échantillon) n'a pas du tout utilisé les fonctionnalités proposées par TeleCare après avoir téléchargé l'application et ce, même s'ils en avaient eu l'occasion. Une des explications peut être que ces patients étaient très satisfaits de leur appareillage et n'ont donc pas ressenti le besoin du support supplémentaire apporté par TeleCare. L'acceptation, la satisfaction de ses aides auditives est très personnelle et pour ceux dont la satisfaction est immédiate, l'envie et le besoin d'utiliser les fonctions de TeleCare peuvent être limités. Pour ces patients, ce n'est donc pas un manque d'engagement ou de motivation, mais plutôt une adaptation réussie et de bons conseils initiaux qui pourraient ressortir de cette analyse. Une autre explication pourrait être à l'inverse, un échec total de l'appareillage, les patients ne portant et n'utilisant pas leurs appareils.

Dans ce sous-groupe pour lequel TeleCare n'est pas utilisé, on note qu'environ trois patients sur quatre (76%) ont décidé de conserver leurs aides auditives (chiffre conforme aux chiffres précédemment rapportés dans une autre étude sur les taux de retour [Várallyay & Herbig, 2016]). Cependant, les 24% restant du sous-groupe n'ont pas gardé leurs aides auditives. On peut supposer que l'utilisation des modules proposés par TeleCare aurait pu améliorer ce chiffre et inciter plus de patients à garder leurs aides auditives. C'est ce que nous allons vérifier avec l'analyse des données obtenues pour les 20 611 participants restants qui eux ont utilisé une ou plusieurs des fonctionnalités de TeleCare après la première visite d'appareillage.

Résultats

TeleCare comporte 4 fonctionnalités ou modules permettant de réaliser ce service à distance. Nous avons examiné chacune de ces fonctionnalités indépendamment en prenant pour référence le taux d'acceptation de 76% obtenu pour le sous-groupe de non-utilisateurs TeleCare présenté précédemment. Pour chacune des fonctionnalités, nous avons divisé les participants en trois sous-groupes,

en fonction du nombre de fois où ils ont utilisé la fonctionnalité correspondante entre la première visite et le rendez-vous de contrôle : 1-2, 3-5 ou plus de 5 fois.

Dans un premier temps nous nous sommes intéressés aux leçons auditives proposées et donc à la rééducation du patient via son l'application. Elle lui propose par défaut un ensemble de leçons ou exercices que son audioprothésiste pourra configurer et personnaliser si besoin. Pour chacune des leçons, l'application fournit au patient des instructions ainsi que des informations sur ce à quoi il doit s'attendre. Le patient doit au final évaluer l'exercice et donner son ressenti précis sous forme de questions à réponses multiples. Cette évaluation est automatiquement envoyée à l'audioprothésiste qui pourra consulter ces informations directement dans son portail TeleCare et pourra alors réagir en cas de problème. Sur le graphique A de la figure 2, on retrouve les taux d'acceptation pour chacun des sous-groupes correspondant au nombre de leçons suivies, comparé au groupe de référence sans utilisation de TeleCare. Le graphique montre que plus le nombre de leçons suivies est élevé, plus le taux d'acceptation est lui aussi élevé. Cependant, on constate tout de même que le nombre d'interactions doit dépasser cinq avant que l'augmentation du taux d'acceptation ne devienne importante. On peut considérer que cette « rééducation » peut nécessiter un certain nombre de participations avant de donner un résultat significatif et avoir un impact

sur l'engagement de l'utilisateur et donc sur le souhait du patient de conserver ses aides auditives.

Dans un deuxième temps, ainsi qu'on peut le voir sur le graphique B de la figure 2, nous avons analysé les données sur l'évaluation satisfaction réalisée par le patient de son expérience d'écoute par jour.

L'audioprothésiste peut consulter quand il le veut cette information et peut être averti par notification via une note ou évaluation négative et ainsi réagir rapidement auprès de son patient. La tendance que l'on peut voir sur le graphique B de la figure 2 est que le taux d'acceptation augmente avec le nombre d'interactions. En dehors d'une légère baisse pour les patients n'ayant interagi que faiblement, on peut constater une franche amélioration de la satisfaction atteignant même 14% pour les patients ayant participé à plus de 5 évaluations.

Sur le graphique C de cette même figure, nous avons analysé l'utilisation des fonctions de communication et de contact rapide entre le patient et son audioprothésiste. On y retrouve donc les appels audio ou vidéo proposés sur l'application et surtout le chat direct disponible dans l'interface TeleCare. Ce mode de communication direct et rapide permet au patient d'exposer rapidement et en temps réel son problème ou sa question et à l'audioprothésiste d'y répondre quand il le souhaite ou d'intervenir sur ce point précis lors du

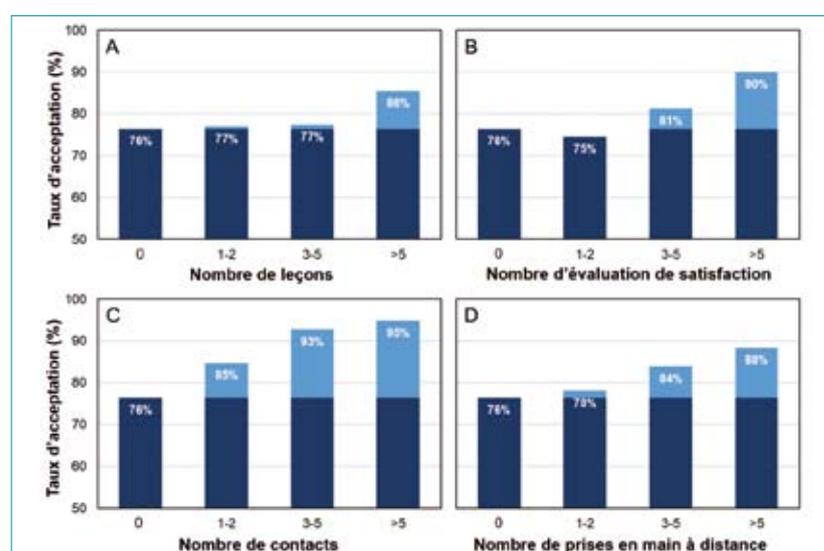


Figure 2. Taux d'acceptation observés pour chacun des modules proposés par TeleCare : A) Leçons auditives, B) Évaluations de satisfaction, C) Contacts (chat, audio, vidéo) et D) Réglages à distance. Le taux d'acceptation de base de 76% (sans utilisation de TeleCare) est indiqué dans chaque tracé. Pour chaque graphique, l'augmentation du taux d'acceptation par rapport à la ligne de base est indiquée par une zone de teinte plus claire.



rendez-vous suivant en cabine. Sans un système de communication directe, la question ou problématique aurait pu rester en suspens ou même être oubliée par le patient lors du rendez-vous de contrôle, créer de l'insatisfaction et ainsi concourir à l'échec de l'appareillage. Sur le graphique C de la figure 2 on peut constater que le taux d'acceptation est là aussi corrélé au nombre de contacts. Mais pour cette fonction, on constate que même un nombre de contacts limités (1 à 2) permet déjà d'augmenter la satisfaction de 9%. Et dans le cas où le nombre de contacts est poussé à plus de 5 : la satisfaction est accrue de 19% ! Ce constat souligne l'importance de l'interaction rapide et directe entre le patient et l'audioprothésiste dans cette phase sensible de la période d'essai et que des outils de ce type se révèlent être très efficaces pour répondre aux problématiques du patient et ainsi conduire à une satisfaction et à un engagement plus important.

Enfin, nous avons examiné l'impact du nombre de sessions de réglage à distance effectuées par l'audioprothésiste sur les appareils du patient. Cette possibilité d'interagir à distance sur le réglage des patients octroie une réaction plus rapide par rapport à une prise d'un rendez-vous ou à l'attente d'une visite de contrôle. Sur le graphique D de la figure 2, on peut voir l'impact de ces prises en main à distance sur la satisfaction des patients. Comme pour les autres fonctionnalités vues précédemment, on constate que la satisfaction augmente là aussi avec le nombre de réglages réalisés. À partir de 3 réglages, l'impact sur l'acceptation devient très important. Ces données sur le réglage à distance n'incluent pas d'informations sur le type de modifications effectuées pendant les sessions. Elles ne nous permettent donc pas de faire la distinction entre les cas où une session a consisté en un ajustement mineur et les cas où des ajustements plus importants ont été nécessaires. Cependant, même de petits ajustements peuvent faire une différence significative dans l'expérience du patient et avoir ainsi un impact important sur sa satisfaction. Il est à noter également que le simple fait de faire ces changements à distance crée une relation de confiance entre le patient et son audioprothésiste qui le rassure sur les possibilités d'action accessibles.

Discussion

L'analyse des données nous montre une corrélation générale entre le nombre d'interactions TeleCare et le taux d'acceptation des aides auditives. Cette tendance a été observée pour les quatre fonctionnalités proposées par TeleCare. Chacune des fonctionnalités a été analysée de manière isolée et les résultats ne permettent pas de voir d'interactions possibles entre les fonctionnalités et d'autres variables qui pourraient influencer sur la décision du patient de conserver ces aides auditives. Il n'est donc pas possible sur cette base d'affirmer qu'une fonctionnalité de TeleCare est plus importante que l'autre. Cependant, par la simple observation des résultats exposés, les taux d'acceptation les plus élevés reviennent au module de communication directe qu'est le chat direct proposé par l'application TeleCare. Cette fonctionnalité se révèle donc comme un élément majeur de l'accompagnement à distance du patient.

Les données ayant été collectées dans de nombreux pays et reflétant donc une multitude d'approches différentes, il peut exister un écart et des différences entre les données. Par exemple, le taux d'acceptation moyen diffère selon les pays. Cependant, la tendance générale reste la même partout : plus les fonctionnalités de TeleCare sont utilisées, plus les patients sont satisfaits et plus ils ont de chances de conserver leurs aides auditives.

Résumé

Les résultats présentés dans cet article montrent une corrélation entre l'utilisation de TeleCare et le taux d'acceptation des aides auditives. Dans l'ensemble, l'utilisation des fonctionnalités de TeleCare suite à la première visite a un impact très positif sur la satisfaction et l'acceptation des appareils auditifs. Plus en détail, chacune des 4 fonctionnalités de TeleCare apporte son amélioration à l'acceptation de l'appareillage. On peut aussi constater que le contact direct via le chat TeleCare est l'élément le plus significatif dans la satisfaction et l'acceptation du patient. Cette acceptation et satisfaction améliorées ont un impact sur l'engagement du patient et donc sur la probabilité de conserver ses appareils suite à la période d'essai.

Froehlich, M., Branda, E., Apel, D. (2018). Signia Telecare facilitates improvements in hearing aid fitting outcome. *AudiologyOnline*, Article 24096. Retrieved from www.audiologyonline.com.

Gladden, C. (2018). Teleaudiology – The future is now. *AudiologyOnline*, Article 22121. Retrieved from www.audiologyonline.com.

Jorgensen, L., Van Gerpen, T., Powers, T.A., Apel, D. (2019a). Benefit of Using Telecare for Dementia Patients with Hearing Loss and Their Caregivers. *Hearing Review*, 26(6), 22-25.

Jorgensen, L., Van Gerpen, T., Powers, T.A., Richter, L. (2019b). Implementation of TeleCare for New Hearing Aid Users with Mild Dementia. *AudiologyOnline*, Article 25795. Retrieved from www.audiologyonline.com.

Várallyay, G., Herbig, R. (2016). Signia TeleCare – the Future of Hearing Care Starts Now. Signia White Paper. Retrieved from https://www.signia-library.com/scientific_marketing/signia-telecare-the-future-of-hearing-care-starts-now/.



Difficultés inhérentes aux dômes à adaptation immédiate : Que se passe-t-il au niveau du tympan ?

Effets acoustiques des divers dômes et influence de ces dômes sur l'adaptation des aides auditives RIC

Par Laura Winther Balling, PhD, Niels Søgaard Jensen, MSc, Sueli Caporali, PhD, Jens Cubick, PhD Et Wendy Switalski, Mba Aud

Il existe divers dômes pour les aides auditives RIC (écouteur déporté). Mais comment peuvent-ils influencer l'adaptation des aides auditives ? En analysant des mesures in vivo et les effets des événements, cette étude s'intéresse à cinq différents types de dômes RIC et à leurs effets sur le son au tympan et sur la qualité sonore qui en résulte.



Laura Winther Balling, PhD, est une spécialiste en données et recherche, Niels Søgaard Jensen, MSc, est un spécialiste principal en données et recherche et Sueli Caporali, PhD, et Jens Cubick, PhD, sont des spécialistes en performance audiologique chez Widex. Wendy Switalski, MBA, AuD, est Directrice Développement Professionnel chez Widex USA.

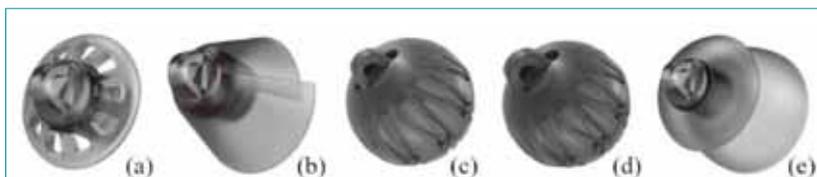


Figure 1. Les cinq différents dômes à adaptation immédiate utilisés dans cette étude : a) Ouvert ; b) Tulipe ; c) Rond double événement ; d) Rond simple événement ; e) Dômes doubles.

Les aides auditives RIC (écouteur déporté) avec dômes à adaptation immédiate sont devenues très populaires au cours des dix dernières années. En effet, aux États-Unis, environ 82 % des aides auditives délivrées au premier semestre 2019 étaient des RIC.¹ Elles sont généralement adaptées avec des dômes à adaptation immédiate, qui présentent plusieurs avantages pour les audioprothésistes et les utilisateurs finaux, principalement la réactivité et le confort physique. Toutefois, ce type d'adaptation entraîne également quelques difficultés, qui doivent être résolues afin d'assurer un gain et une sortie appropriés, ainsi qu'une qualité sonore optimale pour l'utilisateur final.

Dans cet article, nous abordons les difficultés qui découlent des variations du son direct et de l'effet de l'événement pour les dômes à adaptation immédiate. Lorsque la taille réelle des événements, y compris les événements du dôme et la fuite autour, est importante, seule une petite quantité de son de basses fréquences provenant de l'aide auditive atteint le tympan ; il s'agit de l'effet de l'événement (EE).² En même temps, la perte d'insertion (PI ou IL en anglais) (atténuation du son direct atteignant le tympan provoquée par la présence de l'aide auditive dans l'oreille) est plus faible pour les événements de plus grande taille.

Il est donc important de comprendre l'impact de la taille réelle des événements des dômes à adaptation immédiate, sujet qui, à part quelques rares exceptions (p. ex., Mueller and Ricketts, 20063), n'a été que peu abordé dans la littérature scientifique. Dans le présent article, nous décrivons et discuterons d'une étude récente⁴ ayant utilisé de nombreuses mesures in vivo pour démontrer comment la PI et l'EE varient significativement entre les utilisateurs, et nous montrerons comment cette variation peut être prise en compte lors de l'adaptation. Les mesures que nous rapportons concernent cinq dômes Widex différents, mais les résultats peuvent être généralisés aux dômes fournis par les autres fabricants.

Un autre aspect à prendre en compte (en particulier pour les dômes de type Ouvert, mais en pratique pour tous) est le mélange du son passant directement par l'événement et/ou autour du dôme avec le son amplifié par l'aide auditive, qui se présente une fraction de seconde plus tard au tympan du fait du traitement numérique du signal. Lorsque les deux contributions sonores ont à peu près la même amplitude, les différences de phase conduisent à des annulations, qui peuvent prendre la forme d'ondulations dans le spectre du son qui en résulte. Cet artefact, appelé effet de filtre en peigne, a des effets négatifs sur la qualité sonore.

Perte d'insertion et effets de l'événement

Sujets. Au total, 30 individus normo-entendants (10 femmes, 20 hommes) ont participé à l'étude. L'âge moyen était de 45 ans (tranche d'âge : 19 à 67 ans). Les mesures d'un participant ont été exclues car du cérumen obstruait le tube sonde. Par conséquent, les mesures sont rapportées pour 58 oreilles.

Méthodes. L'étude se compose d'une série de mesures in vivo avec cinq dômes différents. Les participants ont été appareillés avec une stéréo d'aides auditives RIC Widex EVOKE 440 Passion avec écouteurs S et les dômes à adaptation immédiate suivants : Widex Ouvert, Tulipe, Rond (double événement), Rond (simple événement) et Dômes doubles (Figure 1). Les mesures ont été prises pour tous les dômes et pour tous les participants, et dans des ordres différents. Lors des mesures, le microphone des aides auditives n'a pas été utilisé. La seule action des aides auditives était de présenter un signal sonore transmis aux aides auditives via l'écouteur dans le conduit auditif.

Les mesures in vivo ont été prises avec un système Interacoustics Affinity 2.0. Les participants étaient assis à 1 mètre du haut-parleur du système pour la série de tests audiométriques standard. Afin de mesurer la réponse pour l'oreille réelle



non appareillée (REUR [real-ear unaided response]), des tubes sondes ont été placés dans les conduits auditifs à 5 mm du tympan (vérification par otoscopie). Un bruit rose a ensuite été envoyé par le système Affinity avec un azimut de 0° à un niveau de 65 dB SPL. Ensuite, sans changer la position des tubes sondes, les aides auditives ont été placées sur les oreilles et les réponses pour l'oreille réelle occluse (REOR [real-ear occluded responses]) ont été mesurées avec les aides auditives éteintes en utilisant le même signal de bruit rose. La PI a été calculée comme étant la différence entre la REOR et la REUR. L'installation de la mesure de la PI est présentée à la Figure 2, avec pour exemple les résultats d'un individu.

Après avoir mesuré la PI, et sans retirer les aides auditives ni le tube sonde, une autre série de mesures in vivo a été réalisée afin d'estimer l'EE en se basant sur la diffusion d'un bruit brun dans les aides auditives au moyen d'un accessoire TV-DEX. La première mesure a été réalisée avec la diffusion de l'aide auditive dans l'oreille. Avant la seconde mesure, et avec les aides auditives toujours en place, le conduit auditif et la conque ont été bouchés avec de la pâte à empreintes afin de mesurer la réponse des aides auditives pour une oreille totalement occluse, s'assurant ainsi qu'aucun son ne pouvait « s'échapper » du conduit auditif. La différence entre ces deux mesures correspond à l'EE, défini par la diminution du son des aides auditives au niveau du tympan lorsque les aides auditives sont adaptées avec le dôme concerné. La procédure de la mesure de l'EE est présentée à la Figure 3, avec pour exemple les résultats d'un individu.

Résultats

Comparaisons de la PI. La Figure 4 montre la PI moyenne dans des bandes de 1/3 d'octave pour chacun des différents dômes dans la partie supérieure gauche (« Tous les dômes »), et la variation entre les oreilles pour chacun des cinq dômes dans les autres parties de la figure. La PI peut donc être considérée comme l'atténuation des sons de l'environnement inhérente au dôme, en prenant en compte son effet sur la résonance du conduit auditif.

Deux éléments sont importants dans les résultats présentés ici :

Tout d'abord, nous voyons dans la PI moyenne que les dômes sont divisés en

trois groupes distincts, comme prévu : 1) Les dômes de type Ouvert sont pour la plupart transparents (c.-à-d., PI à 0 dB) pour le son provenant de l'extérieur du conduit auditif, hormis une légère atténuation d'environ 2 dB aux fréquences supérieures à 2 kHz. 2)

Les dômes de type Tulipe et des deux types Rond forment un second groupe, avec une réponse transparente jusqu'à 1 kHz et une atténuation maximale comprise entre 9 dB (Tulipe, Rond double événement) et 12 dB (Rond simple événement) environ à une fréquence d'environ 2,6-2,8 kHz ;

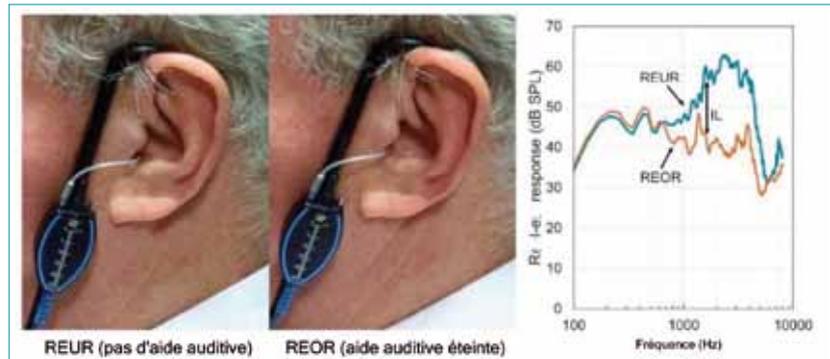


Figure 2. Configurations des mesures in vivo utilisées pour l'estimation de la perte d'insertion (PI), avec transmission du bruit rose par un haut-parleur se trouvant devant le participant. La PI a été calculée comme étant la différence entre la REOR et la REUR, comme indiqué dans l'exemple à droite.

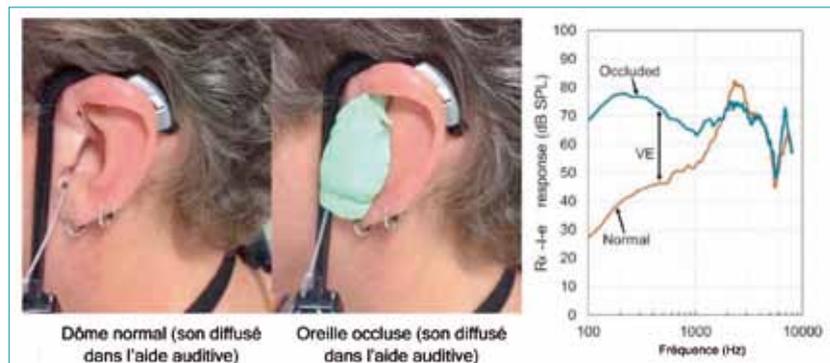


Figure 3. Configurations des mesures in vivo utilisées pour l'estimation de l'EE, avec diffusion du bruit brun dans l'aide auditive par le récepteur. L'EE a été calculé comme étant la différence entre la réponse « normale » et la réponse « occluse », comme indiqué dans l'exemple à droite.

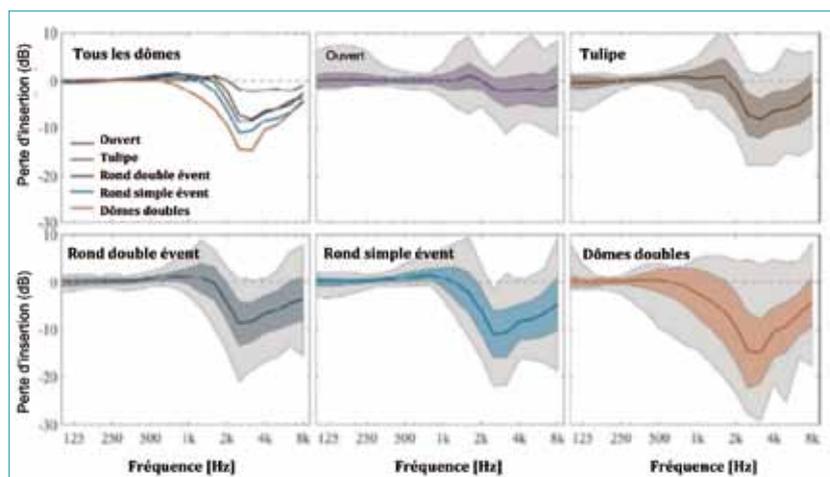


Figure 4. PI moyenne dans des bandes de 1/3 d'octave pour 58 oreilles en ce qui concerne les cinq dômes (en haut à gauche). Les autres parties de la figure montrent la PI moyenne par dôme (ligne colorée en gras) ± 1 écart type (zone ombrée). La zone grisée représente la plage des mesures individuelles observée.

3) En moyenne, les dômes doubles ne sont transparents que jusqu'à 600 Hz, et leur atténuation moyenne la plus élevée est de 16 dB à 3 kHz.

Ensuite, nous pouvons observer une variabilité significative de la PI entre chaque oreille. La variabilité, illustrée par les zones ombrées (écart type) et les zones grisées (plage minimum-maximum), est la plus élevée pour les dômes doubles, mais elle est également importante pour les autres types de dôme.

Comparaisons de l'EE. La Figure 5 illustre les données relatives à l'EE représentées sous forme graphique de la même façon que les données relatives à la PI dans la Figure 4. De nouveau, nous pouvons observer le même profil pour les trois groupes de dômes, et une variation significative entre les oreilles pour chaque dôme :

- 1) En moyenne, l'EE le plus important a été observé avec les dômes de type Ouvert. Ici, la perte moyenne la plus élevée par l'événement est d'environ 40 dB aux alentours de 125 Hz, et une perte par l'événement est observée jusqu'en dessous de 2 kHz.
- 2) Les mesures pour les dômes Tulipe, Rond double événement et Rond simple événement sont à nouveau assez similaires, avec une perte par l'événement pouvant atteindre 1 à 1,5 kHz, et une atténuation maximale d'environ 30 dB aux fréquences les plus basses.
- 3) Les dômes doubles montrent la perte par l'événement la plus faible, avec une fréquence limite d'environ 1,2 kHz et un EE moyen de 24 dB aux alentours de 125 Hz.

Toutefois, même si ces chiffres représentent des moyennes, les mesures montrent à nouveau une variabilité individuelle élevée de l'EE entre les dômes. Les dômes de type Ouvert présentent la variabilité la plus faible, et les dômes doubles présentent la variabilité la plus élevée, comme cela était déjà le cas pour la PI. Aux fréquences les plus faibles, l'EE avec des dômes doubles peut être aussi bas que 6 dB (fermeture pratiquement totale) ou aussi élevé que 38 dB (ouverture pratiquement totale).

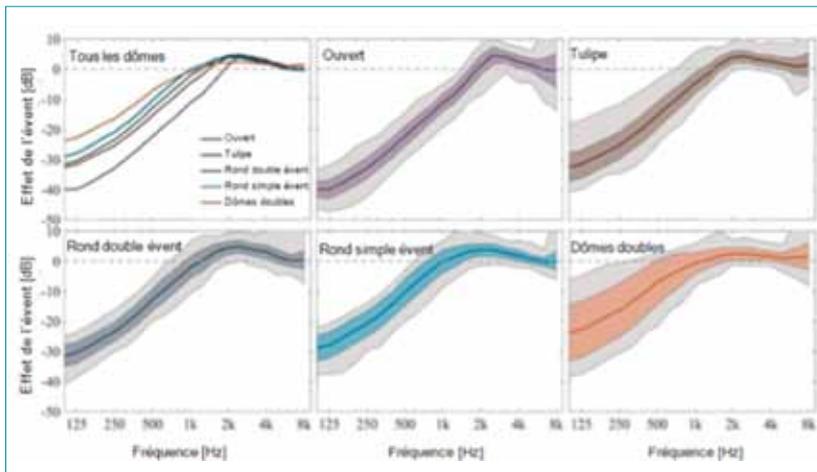


Figure 5. EE moyen dans des bandes de 1/3 d'octave pour 58 oreilles en ce qui concerne les cinq dômes (en haut à gauche). Les autres parties de la figure montrent l'EE moyen par dôme (ligne colorée en gras) ± 1 écart type (zone ombrée). La zone grisée représente la plage des mesures individuelles observées.

Majest LLC - Le meilleur choix pour les équipements audiométriques neufs et d'occasion

Les équipements neufs comprennent : audiomètres cliniques et portables, tympanomètres cliniques et de dépistage, otoscopes vidéo, cabines de son, boîtiers oreille réelle et test, et bien plus encore !

Équipements d'occasion de tout type, notamment audiomètres, tympanomètres, otoscopes vidéo, boîtiers oreille réelle et test, cabines de son, et bien plus encore.

Pour plus d'informations, connaître les prix et avoir une liste de prix complète, veuillez contacter Bud Majest au 888-383-4096.

www.majestllc.biz

Conséquences sur l'adaptation

Aussi bien les mesures de la PI que de l'EE ont montré des différences entre les dômes, ainsi qu'une variabilité significative entre les participants. Ces deux résultats globaux ont des conséquences importantes sur l'adaptation avec des dômes à adaptation immédiate.

Tout d'abord, il est évident (et non surprenant) que le choix du dôme a d'importantes conséquences sur l'acoustique des aides auditives, tant en termes de quantité de son transmis (PI) qu'en termes de quantité de son de

basses fréquences qui s'échappe par le dôme (EE). Cela signifie que pour atteindre le gain et la sortie souhaités, et pour obtenir une qualité sonore optimale pour chaque utilisateur, le logiciel d'adaptation doit prendre en compte l'acoustique du dôme selon son type pendant l'adaptation, comme c'est le cas avec le logiciel d'adaptation Widex Compass GPS.

Ensuite, la variabilité élevée des mesures entre les oreilles montre qu'il est essentiel de prendre en compte la taille réelle des événements. Cela s'applique à tous les dômes pour lesquels la PI et l'EE moyens peuvent varier de façon significative par rapport à la PI et à l'EE réels pour chaque adaptation d'aide auditive (comme indiqué aux Figures 4 et 5). Par exemple, l'EE moyen le plus élevé pour les dômes Tulipe est légèrement supérieur à 30 dB, mais dans les mesures individuelles, l'EE le plus élevé varie entre un peu moins de 20 dB et plus de 40 dB. Cela souligne l'importance de l'évaluation de la taille réelle des événements pour chaque adaptation plutôt que de se baser sur des moyennes. Dans Compass GPS, cette évaluation est réalisée pendant le test de Larsen, au cours duquel la taille réelle des événements est estimée, puis intégrée à la prescription de gain en compensant l'EE de l'individu. Cela permet de s'assurer qu'un individu avec un événement plus gros que la moyenne n'obtient pas un gain trop faible dans les fréquences basses, ainsi qu'une qualité sonore métallique, et qu'un individu avec un événement plus petit que la moyenne n'obtient pas un gain trop élevé et un effet de résonance.



Outre ces conséquences plus générales, dans de nombreux cas, l'EE observé (même pour les dômes doubles censés être fermés) peut être si élevé que les personnes présentant une perte auditive relativement importante dans les basses fréquences n'obtiennent pas le gain prescrit dans les fréquences basses. Cela montre à quel point il est important d'utiliser des embouts sur mesure pour ces pertes auditives. Cet événement indésirable aura également des conséquences négatives sur le traitement de réduction du bruit et le traitement de la directivité des basses fréquences.

Conséquences sur la qualité sonore

Une autre difficulté majeure pour la qualité sonore dans les adaptations ouvertes est l'effet de filtre en peigne. Comme décrit ci-dessus, cet effet se produit lorsque le son direct qui diffuse au travers d'un ou deux événements se mélange au signal de l'aide auditive, qui est généralement retardé de 2 à 8 ms en raison du traitement du signal.

Des retards dans l'extrémité inférieure de cette plage, comme nous pouvons l'observer dans les aides auditives Widex EVOKE, permettent généralement d'obtenir une meilleure qualité sonore, particulièrement pour sa propre voix.⁵ Toutefois, même un retard de quelques millisecondes signifie que le son direct et le son de l'aide auditive peuvent être décalés à certaines fréquences, entraînant des pics et creux du signal ressemblant aux dents d'un peigne lorsqu'ils sont représentés sous forme de courbe gain-fréquence. Ces distorsions sont les plus prononcées lorsque les deux sources sonores ont une amplitude à peu près égale, laquelle, selon l'amplification et les effets individuels des dômes des aides auditives, est généralement comprise entre 500 Hz et 2 kHz. Les recherches sur délais de traitement des aides auditives portent essentiellement sur la détermination de la limite de retard supérieure dans laquelle la qualité sonore de l'aide auditive est tolérable,⁶⁻⁸ mais même dans cette limite, l'artéfact persiste.

Le mélange des sons sera le plus manifeste avec des adaptations ouvertes, mais comme le montrent les résultats susmentionnés, tous les types de dôme peuvent en réalité être ouverts pour une oreille donnée. Par conséquent, le risque d'altération de la qualité sonore par effet de filtre en peigne est assez élevé.

Une estimation précise de la taille des événements permettra de réduire le gain dans les bandes de fréquence qui entraînent les effets de filtre en peigne les plus prononcés, tout en laissant intactes les bandes de fréquence non affectées. Toutefois, cela doit bien entendu être équilibré afin que l'utilisateur obtienne la meilleure audibilité possible.

Le mélange des sons [direct et amplifié] se produira particulièrement avec des adaptations ouvertes, mais... tous les différents dômes peuvent en réalité être ouverts pour une oreille donnée. Par conséquent, le risque d'altération de la qualité sonore par effet de filtre en peigne est assez élevé.

Conclusion

Dans cet article, nous avons démontré certaines des difficultés inhérentes à l'adaptation avec des dômes à adaptation immédiate, et nous nous sommes particulièrement intéressés à la variation du son direct qui atteint le tympan et aux effets de l'événement, entre chaque type de dôme et entre chaque individu. Il est essentiel de prendre en compte ces variations acoustiques lors de l'adaptation, tant de façon générale pour les différents types de dôme que de façon spécifique pour la taille réelle des événements de chaque utilisateur d'aides auditives. Cela est important pour pouvoir fournir le gain prescrit, mais cela a également des conséquences importantes sur la qualité sonore, tant pour l'équilibre sonore (perceptions d'une qualité sonore métallique ou avec effet de résonance) que pour prévenir les distorsions dues à l'effet de filtre en peigne. Pour ce faire, il faut comprendre les effets d'un dôme spécifique dans une oreille donnée et reconnaître que l'utilisation d'un « dôme à adaptation immédiate » ne permet tout simplement pas une « adaptation immédiate », mais qu'il faut procéder à une personnalisation aussi précise que pour la prescription du gain.

Références

1. Strom KE. Hearing aid sales increase by 3.8 to in first half of 2019. July 17, 2019. Available at: <http://www.hearingreview.com/2019/07/hearing-aid-sales-increase-3-8-first-half-2019/>
2. Kuk F, Nardahn M. Where an accurate fitting begins: Assessment of in-situ acoustics (AISA). *Hearing Review*. 2006;13(7):34-42.
3. Mueller HG, Ricketts TA. Open-canal fittings: Ten take-home tips. *Hear Your*. 2006;59(11):24-39.
4. Caporali S, Cubiek J, Catic J, Damsgaard A, Schmidt E. The vent effect in instant ear tips and its impact on the fitting of modern hearing aids. Poster presented at: International Symposium on Auditory and Audiological Research ISAA R, Nyborg, Denmark, August 2019.
5. Grnith J, Sonderprand MB. Disturbance caused by varying propagation delay in non-occluding hearing aid fittings. *Inr Audiol*. 2004;43(J 0):594-599.
6. Stone MA, Moore BCJ. Tolerable hearing aid delays. II. Estimation of limits imposed during speech production. *Ear Hear*. 2002;23(4):325-338.
7. Stone MA, Moore BCJ. Tolerable hearing aid delays. IV. Effects on subjective disturbance during speech production by hearing-impaired subjects

Les COURRIERS peuvent être adressés par e-mail au Dr Balling à l'adresse : laba@widex.com

SFORL

SOCIÉTÉ FRANÇAISE
D'ORL ET DE CHIRURGIE
DE LA FACE ET DU COU

Programme préliminaire

Demi-journée pluridisciplinaire autour de l'audition

📅 **Lundi 12 Octobre 2020** ⌚ **08h00 - 13h00**

📍 **Palais des Congrès de Paris**

Sous l'égide de la Société Française d'ORL, du Syndicat National des Audioprothésistes, de la Société Française d'Audiologie, du Collège National d'Audioprothèse, de La Fondation pour l'Audition, de l'Association Française d'Otologie et d'Otoneurologie, de la Fédération Nationale des Orthophonistes, de l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie, de l'Association Française d'ORL Pédiatrique, de Alliance pour l'Audition et Audiologie Demain.



THÉMATIQUES

- ▶ Quand et pourquoi demander un bilan orthophonique chez un malentendant ?
- ▶ Quels sont Les nouveaux tests de diagnostic audiolgique en 2020 ?
- ▶ Du dépistage à la prise en charge : quelles sont les avancées en 2020 ?
- ▶ Quelles nouvelles perspectives thérapeutiques pour les acouphènes ?
- ▶ Quand faut-il aujourd'hui proposer un bilan d'implant auditif ?
- ▶ Nouveau parcours de soins à l'heure du 100% santé
- ▶ Bien entendre pour mieux vieillir
- ▶ Téléaudiologie et innovations en pratique libérale

Un rassemblement sans précédent autour de l'audition

Dans le cadre du 126ème congrès de la SFORL, qui se tiendra les 10-12 octobre 2020, la SFORL et l'UNSAF co-organisent, le lundi 12 octobre 2020, un événement innovant et pluridisciplinaire autour de l'audition avec pour objectif de rassembler tous les professionnels de santé : ORL, audioprothésistes, médecins généralistes, gériatres, orthophonistes, industriels et associations de patients. Le programme scientifique, tourné vers la pratique quotidienne, abordera des thématiques variées sur le sujet de santé publique qu'est l'audition : bien entendre pour bien vieillir, nouveau parcours de soins à l'heure du 100% santé, place de l'orthophonie dans la réhabilitation auditive, acouphènes et hyperacousie, surdité de l'enfant, innovations technologiques, nouvelles thérapeutiques pharmacologiques.

Ce rassemblement inédit se veut aussi innovant dans son format puisque tous nos confrères pourront y assister en présentiel ou suivre en ligne un certain nombre d'ateliers et conférences proposés.

La SFORL et l'UNSAF remercient également tous les partenaires qui contribuent à l'organisation de cet événement : la Société française d'audiologie (SFA), le Collège national d'audioprothèse (CNA), Fédération Nationale des Etudiants en Audioprothèse (FNEA), la Fédération nationale des orthophonistes (FNO), l'Association Française d'Otologie et Oto-neurologie (AFON), l'Association Française d'ORL Pédiatrique (AFOP), l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie (AFREPA) et la Fondation pour l'Audition.

SOUS L'ÉGIDE DE LA SFORL

Vincent COULOIGNER, Secrétaire Général de la SFORL

Alain UZIEL, Président de la SFORL

Jean LACAU ST GUILY, Président du Congrès 2020

COMITÉ D'ORGANISATION

Eric BIZAGUET,
Stéphanie BOREL,
Arnaud COEZ,
Vincent COULOIGNER,
Anne DEHETRE,
Bernard FRAYSSE,
Stéphane GALLEGO,
Luis GODINHO,
François LE HER,
Hung THAI-VAN,
Christophe VINCENT.

COMITÉ SCIENTIFIQUE

ORL

Karine AUBRY,
David BAKHOS,
Damien BONNARD,
Philippe BORDURE,
Didier BOUCCARA,
Alexis BOZORG-GRAYELI,
Frédéric CHABOLLE,
Anne CHARPIOT,
André CHAYS,
Lionel COLLET,
Olivier DEGUINE,
Françoise DENOYELLE,

Marie José ESTEVE-FRAYSSE,
Noel GARABEDIAN,
Bertrand GARDINI,
Benoit GODEY,
Nicolas GUEVARA,
Martin HITIER,
Jean-Marc JUVANON,
Romain KANIA,
Alexandre KARKAS,
Jean-Michel KLEIN,
Yannick LEROSEY,
Emmanuel LESCANNE,
Geneviève LINA-GRANADE,
Vincent LOCHE,
Alain LONDERO,
Nathalie LOUNDON,
Jean-Paul MARIE,
Mathieu MARX,
Thierry MOM,
Nils MOREL,
Isabelle MOSNIER,
Jérôme NEVOUX,
Yann NGUYEN,
Cécile PARIETTI-WINKLER,
Pierre REYNARD,
Michaël RISOU,
Stéphane ROMAN,
Isabelle ROUILLON,
Sandrine ROY-CHARDON,
Sébastien SCHMERBER,
Laurent SCHMOLL,
Olivier STERKERS,
Françoise STERKERS-ARTIERES,
Laurent TAVERNIER,
Natacha TEISSIER,
Stéphane TRINGALI,
Joelle TROUSSIER,
Eric TRUY,
Thierry VAN DEN ABEELE,
Frédéric VENAIL.

Gériatres

Joël BELMIN,
Claude JEANDEL,
Catherine TAKEDA-RAGUIN,
Bruno VELLAS.

Directeurs d'Unités et d'Instituts de Recherche

Paul AVAN,
Joël DUCOURNEAU,
Alexandre GARCIA,
Christine PETIT,
Jean-Luc PUEL.

Audioprothésistes

Fabien AUBERGER,
Eric BAILLY-MASSON,
Stéphane BARDET,
Thibault BEAL,
Julie BESTEL,
Catherine BOITEUX,
David COLIN,
Cyrille COUDERT,
François DEJEAN,
Matthieu DEL RIO,
Pierre DEVOS,
Sébastien GENY,
Vincent KRAUSE,
Stéphane LAURENT,
Yves LASRY,
François LE HER,
François LECLERCQ,
Olivier MAREK,
Sébastien PARES,
Morgan POTIER,
Frédéric REMBAUD,
Christian RENARD,
Muriel RENARD,
Mathieu ROBIER,
Pauline ROGER,
Frédéric ROUAN,
Thomas ROY,
Johanna SAVIN,
Paul VIUDEZ,
Paul-Edouard WATERLOT.

Orthophonistes

Emmanuèle AMBERT-DAHAN,
Yannick BELOUARD,
Stéphanie BOREL,
Marion de BERGH,
Aude de LAMAZE,
Anne DEHETRE,
Emilie ERNST,
Peggy GATIGNOL,
Auriane GROS,
Isabelle PRANG.

Fondation pour l'Audition

Marie-Josée DURAN,
Arnaud PORTE.

Médecins Généralistes

Jacques BATTISTONI,
Paul FRAPPE.

🕒 08h00 - 10h00

Master class / Tables rondes

MASTER CLASS ORTHOPHONIE ET SURDITE

sous l'égide de la Fédération Nationale des Orthophonistes (FNO)

Quand et pourquoi demander un bilan orthophonique chez un malentendant ?

Présidente de session : Anne Dehêtre

Modératrice : Stéphanie Borel

L'accès aux soins orthophoniques pour les patients malentendants : plateforme "Orthophonie et Surdité" & Télé soin en orthophonie

Anne Dehêtre, Présidente Fédération Nationale des Orthophonistes, Arnaud Porte, Fondation Pour l'Audition

Remédiation de la communication téléphonique des adultes appareillés ou implantés

Marion de Bergh, Paris

"Competing Voices Challenge" : logiciel d'entraînement à l'écoute des voix concurrentes

Yannick B louard

Remédiation orthophonique auprès du patient acouph nique

Emilie Ernst, Paris

R d cation des troubles centraux de l'audition chez l'enfant

Aude de Lamaze, Paris

Effort d'écoute et réhabilitation auditive

Emmanuèle Ambert-Dahan, Paris

Quelle évaluation psychocognitive chez le sujet âgé candidat à l'implantation cochléaire ?

Auriane Gros, Nice

Entraînement auditif et cognitif à partir des 'serious games'

Pierre Reynard, Lyon & Didier Ghenassia, Toulouse

MASTER CLASS AUDIOLOGIE

sous l'égide de la Société Française d'Audiologie (SFA)

Quels sont Les nouveaux tests de diagnostic audiologique en 2020 ?

Modérateurs : Hung Thai-Van, Christophe Vincent, François Dejean

L'arrêté du 14 Novembre 2018 : quelles exigences pour la prescription ? Quelles indications ?

Mathieu Marx, Toulouse

Revue des tests francophones d'audiométrie vocale dans le bruit : procédures de passation, seuil d'intelligibilité dans le bruit (SIB50), matériel vocal, types de bruit masquant

Hung Thai-Van, Lyon

Intérêts respectifs de l'audiogramme tonal, de l'audiométrie vocale dans le silence et de l'audiométrie vocale dans le bruit dans l'éligibilité à l'appareillage auditif

Johanna Savin, Paris & Hung Thai-Van, Lyon

Validation et intérêts du test FraMatrix

Matthieu Del Rio, Bordeaux & Julie Bestel, Versailles

Place des potentiels évoqués corticaux dans l'évaluation des troubles centraux de l'audition

Isabelle Rouillon, Paris

Comment mesurer rapidement l'intelligibilité dans le bruit en situation écologique avec le test VRB ?

François Leclercq & Christophe Vincent, Lille

Prise en charge des neuropathies auditives : diagnostic, traitement, remboursement

Pierre Devos, Paris & Isabelle Rouillon, Paris

Surdités cachées : nouvelle indication de l'appareillage auditif

Jérome Nevoux, Paris & Vincent Krause, Lille

MASTER CLASS AUDIOLOGIE PEDIATRIQUE

sous l'égide de l'Association Française d'ORL pédiatrique (AFOP)

Du dépistage à la remédiation : quelles sont les avancées en 2020 ?

Modérateurs : Emmanuel Lescanne, Thierry Van den Abbeele, Eric Bizaguet

Dépistage universel de la surdité permanente bilatérale néonatale: études et enquêtes

Alexandra Doncarli, Santé Publique France, Saint-Maurice

Le dépistage auditif néonatal à l'heure du COVID-19

Stéphane Roman, Marseille

Dépistage auditif néonatal et CMV

Natacha Teissier, Paris

Le diagnostic audiolinguistique chez le nouveau-né et le petit enfant

Geneviève Lina-Granade, Lyon & Sandrine Roy-Chardon, Saint-Etienne

Audiométrie comportementale et appareillage

Muriel Renard, Lille

Traitement chirurgical et prise en charge audioprothétique des aplasies

Françoise Denoyelle, Paris & Cyrille Coudert, Paris

Y-a-t-il encore des contre-indications à l'implantation cochléaire pédiatrique ?

Natalie Loundon, Paris

MASTER CLASS ACOUPHENES

sous l'égide de l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie (AFRÉPA)

Quelles nouvelles perspectives thérapeutiques pour les acouphènes ?

Modérateurs : Marie-José Estève-Fraysse, Alain Londero, Stéphane Gallego

Acouphène invalidant et surdité légère : point de vue de l'ORL

Marie-José Estève-Fraysse, Toulouse

Acouphène et surdité légère : place de la thérapie sonore

Eric Bizaguet, Paris

Thérapie sonore : places respectives de l'amplification et/ou du générateur de bruit

Stéphane Gallego, Lyon

Acouphène et thérapie sonore : le protocole de recherche AFRÉPA

Philippe Fournier, Marie-José Estève-Fraysse, Toulouse, Hung Thai-Van, Lyon & Arnaud Norena, Marseille

L'acouphène peut-il être traité par implantation cochléaire ? Le cas de la surdité unilatérale profonde

Mathieu Marx, Toulouse

Retentissement de l'acouphène sur le sommeil : de l'évaluation à la prise en charge

Vincent Loche, Arras

Le syndrome du choc acoustique : diagnostic, propositions thérapeutiques

Alain Londero, Paris

TABLE RONDE CAS CLINIQUES

Quand faut-il aujourd'hui proposer un bilan d'implant auditif ?

sous l'égide de l'Association Française d'Otologie et Otoneurologie (AFON)

Modérateurs : Sébastien Schmerber, Eric Truy, Fabien Auberger

Intervenants : Philippe Bordure, Anne Charpiot, Olivier Deguine, Benoit Godey, Nicolas Guevara, Martin Hitier, Romain Kania, Alexandre Karkas, Thierry Mom, Cécile Parietti-Winkler, Laurent Tavernier, Stéphane Tringali

SESSION NOUVEAU PARCOURS DE SOINS A L'HEURE DU 100% SANTE

sous l'égide du Collège National d'Audioprothèse (CNA) et du Syndicat National des Audioprothésistes (UNSAF)

1ere partie : Table ronde

Objectifs pédagogiques de la formation des médecins généralistes à l'Otologie Médicale

Modérateur : Christophe Vincent

Intervenants : Emmanuel Lescanne, Jean-Michel Klein, Nils Morel, Paul Frappé, Francois Le Her, Luis Godinho

2nde partie: Communications

Modérateurs : François Le Her, Bernard Fraysse, Alexis Bozorg-Grayeli, Luis Godinho

Le contexte général de la réforme. Comment réussir ?

Bernard Fraysse, Toulouse & Luis Godinho, Paris

Faut-il modifier l'écosystème pour optimiser le parcours de soins du malentendant ?

Hung Thai Van, Lyon & Lionel Collet, Lyon

Comment intégrer la nouvelle nomenclature dans la prescription d'aides auditives par l'ORL

Frédéric Venail, Montpellier & Mathieu Marx, Toulouse

Est-ce que le dépistage systématique de la surdité chez l'adulte est pertinent ?

Fabien Auberger, Paris, Pauline Roger, Paris & Catherine Boiteux

Résultat d'une enquête sur le parcours de soins

Présentation par la société COCHLEAR et la SFORL

Ce que doit dorénavant contenir le compte rendu audioprothétique

François Dejean, Bordeaux, Morgan Potier, Narbonne & Thomas Roy, Rouen

MASTER CLASS SURDITE ET VIEILLISSEMENT

sous l'égide de la Société Française d'Audiologie (SFA) et du Syndicat National des Audioprothésistes (UNSAF)

Modérateurs : Didier Bouccara, Arnaud Coez, Joël Belmin

Du Repérage auditif avec Höra à la prise en charge du déficit auditif lié à l'âge en France

Bernard Fraysse, Toulouse, Marie-Josée Duran, Paris & Pierre Buttet, Paris

Le programme ICOPE (soins intégrés pour les personnes âgées) de l'OMS : agir sur le sensoriel pour prévenir la perte d'autonomie

Yves Rolland, Catherine Takeda-Raguin & Bruno Vellas, Toulouse

Prise en charge précoce de la surdité de l'adulte

Arnaud Coez, Paris

Evaluation et validation de la version française du questionnaire 'Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening': un outil de dépistage de la déficience auditive des sujets âgés

Damien Bonnard, Bordeaux

La collaboration ORL-Gériatre dans la prise en charge de la surdité liée à l'âge

Isabelle Mosnier & Joel Belmin, Paris

Les facteurs cognitifs à prendre en compte pour l'appareillage auditif de la surdité liée à l'âge

Catherine Boiteux, Marseille & Didier Bouccara, Paris

Suivi du patient appareillé en EHPAD

Christian Renard, Lille

La télé-audiologie en EHPAD : du mythe à la réalité

Laurent Schmoll, Strasbourg

La malentendance affecte-t-elle l'équilibre du sujet âgé ?

André Chays, Reims

MASTER CLASS INNOVATIONS AUDIOLOGIQUES

sous l'égide de la Fondation pour l'Audition

Modérateur : Vincent Couloigner, Mathieu Robier

1ere partie : Communications

Télé-otoscopie et différentes techniques. Comment les évaluer, comment les valoriser?

Frédéric Venail, Montpellier

Les perspectives de la télémédecine pour l'ORL libéral

Jean-Marc Juvanon, Nemours

E-formation des professionnels de l'audition

David Bakhos, Tours & Mathieu Robier, Orléans

Validation d'un protocole de télé-audiométrie : preuve de concept

Yves Lasry, Nantes & Hung Thai-Van, Lyon

Les perspectives ouvertes par le téléajustage

Christian Renard, Lille

2nde partie : Pitch des industriels

Modérateurs : Marie-Josée Duran, Jean-Marc Juvanon, Laurent Schmoll

10H00 - 11H00
PAUSE ET VISITE DE L'EXPOSITION
PARTENAIRES

🕒 11h00 - 12h15

Lectures / Ateliers

LECTURES

Salle 1

Comment évaluer, comment financer les dispositifs médicaux connectés en audiologie ?

Isabelle Adenot, Président de la CNEDiMTS, Haute Autorité de Santé

Communications de Jean-Luc Puel

Salle 2

Comment évaluer l'appareillage auditif binaural ?

Marc Laureyans, Italie

Comment faire le diagnostic d'un trouble central de l'audition ?

Hung Thai-Van, Lyon

Salle 3

Comment structurer la formation continue paramédicale (DPC) dans le nouveau parcours de soin ?

Lionel Collet, François Le Her, Arnaud Coez

Salle 4

Du diagnostic moléculaire à l'essai clinique en audiologie

Christine Petit, Professeure au Collège de France et à l'Institut Pasteur, Directrice de l'Institut de l'Audition

Explorations fonctionnelles objectives en audiologie : quelle place pour l'innovation ?

Paul Avan, Paris

Salle 5

Les programmes de réhabilitation auditive dans les pays de faibles ressources. Quel type d'aide peut-on apporter en mission ? Comment faire ?

1-Les principes fondamentaux des missions d'entraide en audiologie et otologie

Thierry MOM

2-L'évaluation auditive avec les moyens du bord

Hung Thai-Van

3-Comment régler des appareils auditifs sur place et assurer le suivi ?

Philippe Mateu

4-Place et faisabilité de la formation durable au réglage d'un appareillage auditif en cas de moyens limités

5-Quel appareillage auditif en conduction osseuse choisir dans les pays de faibles ressources ?

Jean-Baptiste Lecanu et un représentant de la société Cochlear

6-Indications de la chirurgie otologique à visée auditive dans les pays de faibles ressources

Bertrand Gardini et Jean-Baptiste Lecanu

CHALLENGE INTERNES ORL – ETUDIANTS AUDIOPROTHÈSE

Organisé par l'école d'audioprothèse de Lille (Christophe Vincent, Christian Renard, Vincent Krause, Sébastien Geny, Thibault Beal, François Leclercq, Paul-Edouard Waterlot)

Avec les directeurs, médecins et audioprothésistes, de toutes les écoles d'audioprothèse de France : Bordeaux, Cahors, Fougères, Lille, Lyon, Montpellier, Nancy, Evreux et Paris

Jean-Paul Marie – Frédéric Rouan

Damien Bonnard - Matthieu Del Rio

Mathieu Marx - Frédéric Rembaud

Benoit Godey - Stéphane Laurent

Jean-Luc Puel – Frédéric Venail

Joël Ducourneau – Cécile Parietti-Winkler

Stéphane Gallego – David Colin

Thierry Van Den Abbeele – Alexandre Garcia

🕒 **12h15 - 13h00**

Session plénière

sous l'égide du Syndicat National des Audioprothésistes (UNSAF)

BIEN ENTENDRE POUR MIEUX VIEILLIR

Nos systèmes de santé sont confrontés à de multiples et passionnants défis. L'espérance de vie croît, les progrès technologiques sont importants et les questions de santé, de prévention et d'environnement émergent enfin dans la société. Mais ces constatations heureuses nous engagent à tenter d'augmenter l'espérance de vie en bonne santé et de faire émerger le concept de « bien vieillir ».

L'Organisation mondiale de la santé recommande la surveillance et le maintien des cinq fonctions essentielles de l'individu : la mobilité, la cognition, les fonctions sensorielles dont l'audition et la vision, le bien-être psychique et la vitalité. En effet, pour sa part, la compensation du déficit auditif améliore directement le comportement et la capacité des hommes et des femmes qui vieillissent. Plusieurs études épidémiologiques montrent qu'une bonne audition réduit la dépendance, le vieillissement neurologique, la dépression qui atteint les malentendants non équipés. Également, un déficit auditif augmente le risque de chutes chez la personne âgée.

Il nous paraît donc important de traiter de ce thème du « bien vieillir » avec des spécialistes, experts et responsables engagés dans la prise en charge des questions du vieillissement et de l'audition.

Avec :

Jacques Battistoni (Médecin généraliste et Président de MG-France)

Bernard Fraysse (Président de l'IFOS)

Lionel Collet (Membre de l'Académie de Médecine, Conseiller d'Etat)

Bruno Vellas (Membre de l'Académie de Médecine, Chef du pôle Gériatrie-Gérontologie au CHU de Toulouse)

Luis Godinho (Audioprothésiste et Président de l'Unsaf)

Claude Jeandel (Médecin gériatre et Président du Conseil National Professionnel de gériatrie)



■ Société française de chirurgie plastique et esthétique de la face

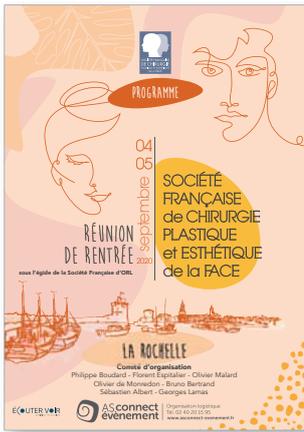
Réunion de rentrée sous l'égide de la Société Française d'ORL

4 et 5 septembre 2020

Hôtel Mercure La Rochelle

Vieux port - Quai Louis Prunier

17000 La Rochelle



Comité d'organisation

Philippe Boudard - Florent Espitalier
Olivier Malard - Olivier de Monredon
Bruno Bertrand - Sébastien Albert
Georges Lamas

Liste des orateurs

Sébastien ALBERT, Paris
Cécilia AUDUREAU, La Rochelle
Martine BARATEAU, Bordeaux
Bruno BERTRAND, La Rochelle
Jean-Pierre BESSEDE, Limoges
Véronique BLATIERE, Montpellier
Guillaume de BONNECAZE, Toulouse
Philippe BOUDARD, Bordeaux
Frédéric BRACCINI, Nice
Christian BUJEAUD, Lyon
François DISANT, Lyon
Florent ESPITALIER, Nantes
Frédéric FAURE, Lyon
Peggy GATIGNOL, Paris
Patrick GUILLOT, Bordeaux
Rémi HERVOCHON, Paris
Joëlle HUTH, Périgueux
Georges LAMAS, Paris
Eric LONGUEVILLE, Bordeaux
Olivier MALARD, Nantes
Justin MICHEL, Marseille
Olivier de MONREDON, La Rochelle
Lucie PEUVREL, Nantes
Gilles POISSONNET, Nice
Thomas RADULESCO, Marseille

Emmanuel RACY, Paris
Pierre-Manuel RENARD, Bordeaux
François SCHENCK, Saintes
Fabrice SERRANO, Pau
Louis TOTY, La Rochelle
Delphine VERTU CIOLINO, Lyon
Stéphane VILLANOVA, Montpellier

Le programme de cette Réunion 2020 fera une large place aux thématiques de chirurgie cervico-faciale et de reconstruction, chères aux ORL. Il associera des tables rondes à vocation synthétique et des ateliers plus pratiques. Des experts seront invités à venir nous faire partager leur expérience avancée. Des sessions seront consacrées à l'esthétique (médecine et chirurgie esthétique). D'autres, plus générales, seront plutôt orientées vers la formation de internes. Une séance de formation DPC est également proposée dans le cadre de ces journées.

Chirurgiens O.R.L., dermatologues, chirurgiens maxillo-faciaux et plasticiens : nous comptons sur votre participation nombreuse, pour faire de cette rencontre un moment riche en échanges scientifiques et amicaux, dans ce beau cadre de la façade atlantique !

AS connect événement - Tél 02 40 20 15 95
www.asconnect-evenement.fr

■ SFORL Demi-journée pluridisciplinaire autour de l'audition

Lundi 12 Octobre 2020

8h00 - 13h00

Palais des Congrès de Paris



Sous l'égide de la Société Française d'ORL, du Syndicat National des Audioprothésistes, de la Société Française d'Audiologie, du Collège National d'Audioprothèse, de La Fondation pour

l'Audition, de l'Association Française d'Otologie et d'Otoneurologie, de la Fédération Nationale des Orthophonistes, de l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie et de l'Association Française d'ORL Pédiatrique.

Sous l'égide de la SFORL

Vincent COULOIGNER, Secrétaire Général de la SFORL, Alain UZIEL, Président de la SFORL, Jean LACAU ST GUILY, Président du Congrès 2020

Thématiques

- Quand et pourquoi demander un bilan orthophonique chez un malentendant ?
- Quels sont Les nouveaux tests de diagnostic audiolinguistique en 2020 ?
- Du dépistage à la prise en charge : quelles sont les avancées en 2020 ?
- Quelles nouvelles perspectives thérapeutiques pour les acouphènes ?
- Quand faut-il aujourd'hui proposer un bilan d'implant auditif ?
- Nouveau parcours de soins à l'heure du 100% santé
- Bien entendre pour mieux vieillir
- Téléaudiologie et innovations en pratique libérale

Dans le cadre du 126^{ème} congrès de la SFORL, qui se tiendra les 10-12 octobre 2020, la SFORL et l'UNSAF co-organisent, le lundi 12 octobre 2020, un événement innovant et pluridisciplinaire autour de l'audition avec pour objectif de rassembler tous les professionnels de santé : ORL, audioprothésistes, médecins généralistes, gériatres, orthophonistes, industriels et associations de patients.

Le programme scientifique, tourné vers la pratique quotidienne, abordera des thématiques variées sur le sujet de santé publique qu'est l'audition : bien entendre pour bien vieillir, nouveau parcours de soins à l'heure du 100% santé, place de l'orthophonie dans la réhabilitation auditive, acouphènes et hyperacousie, surdité de l'enfant, innovations technologiques, nouvelles thérapeutiques pharmacologiques.

Ce rassemblement inédit se veut aussi innovant dans son format puisque tous nos confrères pourront y assister en présentiel ou suivre en ligne un certain nombre d'ateliers et conférences proposés.

La SFORL et l'UNSAF remercient également tous les partenaires qui contribuent à l'organisation de cet événement : la



Société française d'audiologie (SFA), le Collège national d'audioprothèse (CNA), Fédération Nationale des Etudiants en Audioprothèse (FNEA), la Fédération nationale des orthophonistes (FNO), l'Association Française d'Otologie et Oto-neurologie (AFON), l'Association Française d'ORL Pédiatrique (AFOP), l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie (AFREPA) et la Fondation pour l'Audition.

<https://www.sforl.org/>

■ DIU Audiologie et Otologie Médicale

AUDITION - EQUILIBRE Enfant & Adulte - Formation pratique à la carte 2020-2021

Octobre 2020 à juin 2021
Visio-conférences &
Pratique audio-vestibulaire
Lyon, Paris, Clermont-Ferrand

Destiné aux médecins, audioprothésistes, kinésithérapeutes et orthophonistes

Responsables universitaires

Professeur Paul AVAN (Université Clermont-Auvergne, Institut de l'Audition)
Professeur Romain KANIA (Université Paris VII)
Professeur Natacha TEISSIER (Université Paris VII)
Professeur Hung THAI-VAN (Université Lyon 1, Institut de l'Audition)

Conseil pédagogique

Monsieur Matthieu DEL RIO,
Monsieur Olivier DUMAS,
Docteur Fabrice GIRAUDET,
Docteur Charlotte HAUTEFORT,
Docteur Eugen IONESCU,
Docteur Audrey MAUDOUX, Monsieur José ORTEGA-SOLIS,
Madame Muriel RENARD,
Docteur Pierre REYNARD,
Professeur Hung THAI-VAN,
Docteur Evelyne VEUILLET,
Docteur Sylvette WIENER-VACHER

Objectif de la formation

Proposer aux médecins, audioprothésistes, orthophonistes et kinésithérapeutes, une formation de référence en France sur l'évaluation clinique et paraclinique des troubles de l'audition et de l'équilibre, leur prise en charge interdisciplinaire, au travers de nombreux ateliers pratiques.

Le DIU répond aux besoins suivants :

- Formation aux techniques de diagnostic audio-vestibulaire suite à l'arrêté du 23 avril 2012, relatif à l'organisation du dépistage de la surdité permanente néonatale : prise en charge plus précoce de la surdité de l'enfant, tests électrophysiologiques spécifiques, prise en charge indispensable des troubles vestibulaires associés à la surdité (2/3 des cas).
- Formation aux nouvelles règles de prescription de la prothèse auditive suite à l'arrêté du 14 novembre 2018 : examen clinique du patient malentendant, tests d'audiométrie tonale et vocale dans le silence et dans le bruit, tests objectifs mesurant la fonction endocochléaire et rétrocochléaire, diagnostic et prise en charge des neuropathies auditives et des troubles centraux de l'audition.
- Formation spécifique à la prise en charge des troubles vestibulaires et auditifs aux âges extrêmes (petit enfant, sujet âgé)

Modalités

Enseignement présentiel et à distance
Enseignement pratique des techniques d'examen audio-vestibulaires par des instructeurs très expérimentés
Jeux de rôle médecin/patient.

Formation validante pour le DPC

Volume horaire total

- Tronc commun 45 h cours
- Module Audiologie 35 h cours + 43 h pratique audiologique (ED audiométrie, audiophonologie, tests objectifs, acouphènes, tests centraux)
- Module Vestibule 40 h cours + 16 h pratique examen vestibulaire + 13 h pratique kinésithérapie

Possibilité de s'inscrire à un seul des modules, mais tronc commun obligatoire

Inscriptions et tarifs

Inscription ouverte à partir de mai 2019

Formation initiale normale : 1300 € (étudiants non diplômés)
Formation continue, prise en charge individuelle : 1500 €
Formation continue, prise en charge employeur : 1500 €

Dossier d'inscription et informations pratiques

mahjoubachoukri@chu-lyon.fr - corinne.monceau@chu-lyon.fr

■ ACFOS Formations professionnelles 2020

Utilisation des techniques d'atelier d'écriture avec les enfants et adolescents sourds

Objectifs :

- Analyser les difficultés spécifiques rencontrées dans l'acquisition du langage écrit par les enfants et adolescents sourds.
- Maîtrise de différentes approches pour améliorer leur accès au langage écrit.

Contenu :

- Présentation de jeux d'écriture, mise en situation des participants pour l'écriture en groupe ou en individuel et leur permettre de s'approprier les jeux proposés.
- Analyse de l'intérêt et du but de ces jeux d'écriture.
- Lien des consignes d'écriture avec l'acquisition des structures grammaticales et syntaxiques, leur apport dans la représentation mentale et l'imaginaire ainsi que dans la perception du récit.
- Présentation de travaux réalisés en atelier d'écriture avec des groupes d'enfants sourds ou de jeunes adultes sourds ainsi que des jeux d'écriture réalisés en individuel.
- Donner de nombreux exemples de propositions d'écriture à utiliser dans le suivi des jeunes sourds.

Modalités :

Exposés théoriques - Exercices pratiques - Discussions - Vidéos

Intervenantes :

Brigitte CABROLIÉ-AUBONNET, Orthophoniste et écrivaine, Rueil-Malmaison et Béatrice CHOUTT, Orthophoniste, Poissy

Informations pratiques

(formation réservée aux adhérents)

Dates : 24 et 25 septembre 2020 -

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : Professionnels de la surdité : orthophonistes, enseignants spécialisés, interfaces de communication...

Nbre maximum de participants : 16



Musique et surdité

Objectifs : En lien avec les découvertes des neurosciences, analyser l'impact et les effets de la musique chez le tout-petit normo entendant. Comprendre les implications de musique chez l'enfant sourd et proposer des outils pédagogiques adaptés.

Contenu : La musique chez les sujets entendants en lien avec les neurosciences : bases neuronales de la musique, la danse, le chant - Utilisation de la musique chez le tout-petit - Exposition précoce à la musique et développement cérébral - Comment utiliser la musique en maternelles ? - Développement cérébral et reconnaissance des visages. - Différences traitement central et information musicale entre des musiciens versus non musiciens - Musique : le son dans tous ses  tats (mesures prophylactiques). Applications à l'enfant sourd : Surdité et traitement central de l'information sonore - Cas cliniques enfant sourd et musique, enfant sourd et danse, enfant sourd et chant (films) - Les outils nécessaires ( changes pratiques avec les stagiaires) - Interactions musique / autres disciplines (orthophonie, psychomotricité...) ; les bases neurales.

Modalités :

Exposés théoriques - Exercices pratiques - Discussions - Vidéos

Intervenants :

Arnaud COEZ, Audioprothésiste, Dyapason, LCA, Paris et Sandrine PERRAUDEAU, Enseignante spécialisée, Musicologue, CEOP, Paris

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : 1^{er} et 02 octobre 2020

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : Professionnels de la surdité : orthophonistes, enseignants spécialisés, interfaces de communication...

Nbre maximum de participants : 15

Entrée dans la lecture pour des enfants sourds avec ou sans troubles associés : nos pratiques à questionner ?

Objectifs : (Se) questionner sur les pratiques pédagogiques relatives à l'entrée dans l'écrit de l'enfant sourd présentant des troubles associés ou non. Aborder l'enseignement de l'écrit autant

en tant que scripteur, que lecteur. Peut-on dissocier lecture et écriture ?

Contenu : Examiner les modalités de l'entrée dans la langue écrite avec les jeunes enfant sourds en fonction :

- De leur profil : avec ou sans handicap associés,
- Du contexte de scolarisation : pédagogie inclusive ou pédagogie spécialisée.

Dans le cadre de la pédagogie collective : donner des outils pour gérer l'hétérogénité des groupes classes et les difficultés associées à la surdité.

Dans le cadre de l'accompagnement pédagogique individualisé, donner des outils pédagogiques pour faciliter l'apprentissage de la lecture et s'interroger sur les pratiques à travers des mises en situation et des cas pratiques. Présentation et construction commune de séances et de séquences pédagogiques, d'outils à échanger et de vidéos autour

de la production écrite et de la lecture-compréhension de textes narratifs en particulier.

Modalités :

Exposés théoriques - Exercices pratiques - Discussions - Vidéos

Intervenants : Salomé BELLEMARE, Professeur CAPEJS, IRJS St Jean Ruelle et Hedi FATNASSI, Professeur CAPEJS, IRJS St Jean Ruelle

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : 08 et 09 octobre 2020

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol, 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : Professionnels de la surdité : orthophonistes, enseignants spécialisés, interfaces de communication...

Nbre maximum de participants : 15

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,
 conomisez jusqu'à 40% sur
votre multirisque professionnelle !

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

A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

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

SARL au capital de 1,000,000   RCS Clamart 451 620 298
N  ORIAS : 07013032 <http://www.arias.fr>



> ANNONCES

AUDITION MUTUALISTE NOUVELLE CALÉDONIE RECRUTE

AUDIOPROTHÉSISTE D.E. Poste à pourvoir à Nouméa

Dans le cadre du développement de son activité, la Mutuelle du Nickel recherche un(e) audioprothésiste pour lancer son 2^{ème} centre "AUDITION MUTUALISTE" à Nouméa Trianon.

Poste à pourvoir dès que possible.

CDI, statut cadre, salaire motivant et conditions de travail agréables.

Merci d'envoyer :
CV + lettre de motivation + photo
à gdelieux@mdn.nc

 Mutuelle du Nickel

www.mutuellenickel.nc



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



acfparis@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 CONSEIL RECRUTE

AUDIOPROTHÉSISTE D.E. poste à pourvoir en Alsace (Bas-Rhin : Strasbourg / Molsheim)

Nous vous proposons d'intégrer un groupe familial implanté dans l'Est de la France, avec une quinzaine de centres (Alsace, Lorraine, Rhône-Alpes, Auvergne) adossés à un groupement d'indépendants.

Vous travaillerez avec une patientèle déjà développée et assurerez le développement et la fidélisation de la clientèle, avec une liberté d'exercice et une autonomie importante. Vous bénéficierez de l'appui de services support au sein d'une équipe d'audioprothésistes et d'assistantes déjà en place.

Vous avez le sens de la relation client et maîtrisez l'ensemble des pratiques techniques du métier.

CDI / Temps plein / Statut cadre et avantages

Pour postuler : merci d'envoyer
CV et lettre de motivation à
Laurence BERTAUD

lbtaud@groupe-schertz.com



auditionconseil.fr 



AUDIOPROTHÉSISTE D.E. H/F Poste à pourvoir en PACA

Créé en 1992, Audition Conseil - Groupe Stéphane BARDET, 1^{er} groupe national d'audioprothésistes indépendants à forts objectifs de croissance, recherche pour étoffer son équipe des audioprothésistes dans les régions d'Aix-en-Provence (13) et de Nice (06).

En tant que professionnel de l'audition, vous aurez pour mission de réussir votre appareillage de sorte à restituer une qualité de vie aux patients qui nous font confiance.

Faire partie de notre famille professionnelle nécessite d'intégrer des valeurs partagées par tous : l'expertise, le sens de la relation patient et l'indépendance.

Vous partagez ces mêmes valeurs et vous souhaitez intégrer une équipe dynamique à taille humaine, n'hésitez pas à candidater !

Poste à pourvoir en CDI temps plein. Statut Cadre.

Merci d'envoyer CV et lettre de motivation à Monsieur Stéphane BARDET
rh_lmca@auditionconseil.fr



signia

Life sounds brilliant.

Styletto™ X

BIEN PLUS QU'UNE AIDE AUDITIVE.

Votre meilleure Xperience.



Bluetooth



- Nouvelle génération Styletto X
- Écouteur détachable 2.0
- Nouvel écran de charge nomade avec une finition blanc laqué
- Chargeur compatible technologie Qi (recharge sans fil)
- Connectivité Bluetooth : streaming des appels, TV et musique
- Xperience - Capteurs acoustiques et de mouvement intégrés



 
signia-pro.fr

NOUVEAU



livio Edge^{AI}

La haute technologie en toute simplicité



Intelligence Artificielle

Dans plusieurs niveaux technologiques



Mode Edge

Adaptation automatique dans les environnements sonores difficiles ou complexes en temps réel



Rechargeable et connecté sur-mesure

Les premiers intra-auriculaires rechargeables 2,4 GHz au monde



DISPONIBLE DÈS LE 15 JUIN 2020

A découvrir sur l'Académie Starkey
ou sur starkeyfrancepro.com

