

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 31 - Mai/Juin 2018 - Numéro 3



Dossier

Communications présentées lors du
congrès des audioprothésistes 2018



Veille technique **Les innovations des industriels**



Actualités **Formations, congrès...**



Annonces **Offres d'emploi**

**ACOUPHÈNES :
Quoi de neuf ?**

9^{ème} colloque
AFREPA
Association Francophone des Équipes
Pluridisciplinaires en Acouphénologie

**Retrouvez le programme,
du 9^{ème} colloque AFREPA
en page 42**

Comité scientifique:
Dr Julie BESTEL
Dr Didier BOUCCARA
Dr Marie-José FRAYSSE
Dr Alain LONDERO
Roselyne NICOLAS
Dr Arnaud NORENA

Palais des
Congrès
de Versailles

14 et 15 septembre 2018

AFREPA
www.afrepa.org

ASconnect
événement
Organisation logistique
Tél. 02 40 20 15 95
www.asconnect-evenement.fr

Acustix, Advanced Bionics, amplifon, Audio, Audilab, Beldone, bernafon, BIOTONE, CimiZen, dyapason, entendre, GRANDAUDITION, HUMANIS, Interacoustics, MED*EL, oticon, oticon, otometrics, PIAZZA PIAZZA, zeta., WIDEX

23%

des patients trouvent qu'il est difficile de planifier un rendez-vous avec leur audioprothésiste*

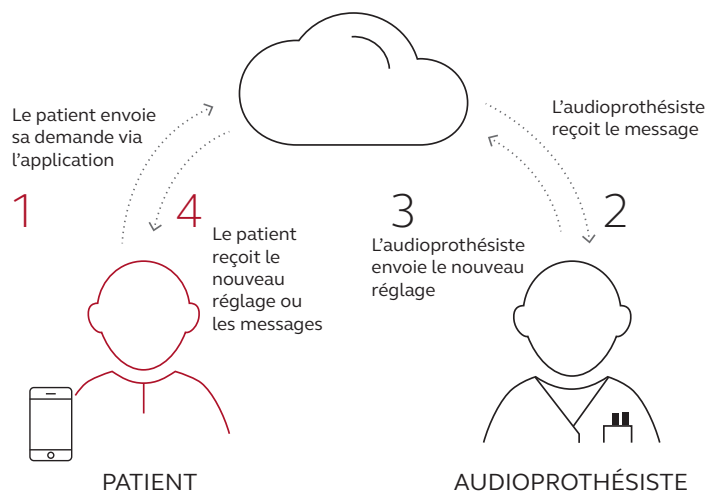


70%

des patients préféreraient avoir une consultation à distance plutôt que de se rendre chez le médecin*

ReSound Assist

- SERVICE DE RÉGLAGES À DISTANCE DES AIDES AUDITIVES RESOUND LINX 3D ET ENZO 3D
- EXPÉRIENCE INNOVANTE
- ÉCONOMIE EN TEMPS ET MOINS DE CONTRAINTES DE DÉPLACEMENT



LE MEILLEUR SERVICE QUE VOUS POUVEZ OFFRIR À VOS PATIENTS !



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



6 Dossier : Communications présentées lors du Congrès des Audioprothésistes 2018

7 L'intérêt de la conduction cartilagineuse dans le cadre de l'appareillage des microties

Sarah ATTIA

17 Influence de la directivité des appareils auditifs sur les indices de clarté

Vincent CIZERON

26 Evolution de la dynamique auditive du normo-entendant et du malentendant en fonction de l'environnement sonore

Juliette MAZEAUD

32 Evaluation d'une audiométrie de dépistage effectuée sur une application téléphonique et une borne de dépistage pour une population adulte

Chloé PETIT



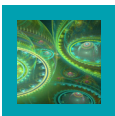
41 124^{ème} congrès de la SFORL

Programme et inscription



42 9^{ème} Colloque AFREPA

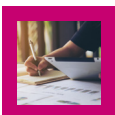
Programme et inscription



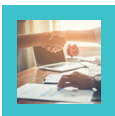
48 Veille technique

Les innovations des industriels

PHONAK, MED-EL, RESOUND, SIGNIA, STARKEY, WIDEX



67 Actualités



79 Annonces

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

Editeur

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

Directeur de la publication et rédacteur

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

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

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

Abonnements, publicités et annonces

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

Dépôt Légal à date de parution

Mai/Juin 2018
Vol. 31 N°3
Imprimé par Simon Graphic - Ornans

Le Collège National d'Audioprothèse

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



Membres du Collège National d'Audioprothèse



Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse





Paul AVAN

Du fait de la diversité des thèmes traités en mémoire de fin d'études, qui reflète celle des terrains de stage, les lauréats qui communiquent lors du congrès de l'UNSAF nous offrent tous les ans une occasion de prendre la température des innovations et de l'accueil de celles-ci au sein de la profession.

Ainsi, Sarah Attia a étudié la place d'une technique d'écouteur déporté dans les différents cas de microtie, mettant en jeu la voie cartilagineuse. Le dispositif qu'elle a testé permet la mise en jeu d'une voie de transmission parfois avantageuse, selon la malformation, et efficace avec moins de contraintes que celles exigées par les vibreurs osseux. Son travail permet de bien cerner les situations d'efficacité optimum. Vincent Cizeron s'est intéressé à l'indice de clarté d'un local plus ou moins réverbérant, qui quantifie la relation entre énergies utile et nuisible. L'usage d'aides auditives plus ou moins directionnelles modifie les caractéristiques acoustiques du local réverbérant, et le travail présenté s'est attaché à évaluer l'apport des réglages en confrontant les mesures objectives et la réaction subjective d'un échantillon de malentendants. Le mémoire peut servir de base pour une étude plus générale qui intégrerait des locaux aux parois plus complexes ou la présence d'obstacles, et enrichir la panoplie de tests dans le bruit utilisables en audioprothèse. Juliette Mazeaud a cherché à examiner l'impact des environnements sonores bruyants sur la dynamique auditive du patient, comparant des seuils subjectifs d'inconfort dans le silence et en présence de bruits divers. Ce seuil d'inconfort varie positivement chez le normo-entendant mais négativement chez le malentendant, ce qui soulève notamment la problématique de l'intérêt d'un réglage de gain différent en milieu bruyant pour apporter au patient un confort supplémentaire. Les réglages à apporter ne sont pas triviaux ne serait-ce que parce que la compression est un outil à double tranchant. Enfin pour ce numéro, Chloé Petit a testé des outils de dépistage applicables à la population adulte, d'une part avec une application téléphonique (créée en Pologne) et d'autre part sur une borne de dépistage installable en pharmacie par exemple. Les résultats sur deux échantillons, malentendants et normoentendants, sont encourageants, le travail ayant permis de faire ressortir des conditions importantes de réalisation de ce genre de dépistage.

En bref, de belles réflexions sur des problématiques innovantes, soit technologiquement, soit conceptuellement : bruits réalistes, conditions d'écoute réalistes, et la notion également abordée lors du congrès 2018 de l'UNSAF par De Wet Swanepoel, l'un des conférenciers invités, du dépistage sur le terrain, voici de quoi fournir au lecteur matières à réflexion pour des vacances d'été studieuses...

Paul Avan



RONDO 2

It's Never Been Easier^{*TM}

*Cela n'a jamais été aussi simple

RONDO 2 est un audio processeur tout-en-un ultra simple. Pourquoi ? Il suffit de poser le processeur sur sa station pour recharger - sans-fil - la batterie pendant la nuit. Plus besoin de s'encombrer de piles jetables ou de câbles. L'utilisateur peut se concentrer sur ce qu'il aime le plus !

Plus d'informations sur www.medel.com

L'audio processeur RONDO 2 fait partie des systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY et SYNCHRONY PIN (Implant SYNCHRONY ou SYNCHRONY PIN et audio processeur SONNET/SONNET EAS et RONDO 2). Ces systèmes sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités neurosensorielles bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel. Date de dernière modification : 02/2018. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 La station de recharge sans-fil n'est pas fabriquée par MED-EL.

hearLIFE

Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



A la suite de leur présentation à l'oral lors du congrès dernier, retrouvons dans les colonnes des Cahiers de l'Audition nos sept audioprothésistes tout récemment Diplômés d'Etat. Quelques pages pour aller à l'essentiel d'une année intense.

Ces mémoires balaient comme souvent notre activité professionnelle avec un spectre large, tant du point de vue de la diversité des thèmes abordés que de la prime à l'innovation, voire vers un retour sur des techniques déjà expérimentées par le passé mais évaluées sous un angle nouveau.

Conduction osseuse, traitement de signal et directivité, dynamique auditive en présence de bruit, application de dépistage, approche personnalisée du patient, mesure du SII en in vivo sont autant de thèmes abordés cette année par nos candidats.

Nous constatons une fois encore que notre champ d'exercice est immense et les compétences de l'audioprothésiste s'étendent largement au-delà de l'appareil auditif. Ces travaux de qualité nous montrent la nécessité de creuser les détails de la prise en charge audioprothétique et le besoin impérieux de se former tout au long de notre carrière professionnelle. Et que les mémoires ainsi présentés, reflets de nos activités de terrain, font tout autant appel à l'acoustique, traitement de signal, audiologie qu'à la psychologie.

Les changements de loi à venir vont impulser un nouveau départ à notre secteur. Sur fond de technologie sans cesse plus innovante et complexe, d'arguments de santé publique en faveur de l'appareillage auditif du plus grand nombre, je souhaiterais clôturer cet éditorial sur une injonction adressée à tous les audioprothésistes : ne perdons pas de vue que l'intérêt de l'appareillage auditif ne vaut que si les appareils auditifs sont portés au long cours, optimisés et fonctionnels le plus longtemps possible. Quelle évidence à répéter cela ! Mais nous savons que cet objectif nécessite, outre les compétences nécessaires, une préoccupation permanente de la qualité des soins pour tous et dans la durée. Que l'attention portée à chaque détail est un engagement au quotidien, et que la formation des jeunes générations d'audioprothésistes à travers l'accueil de stagiaires est le gage de maintien de cette qualité dans l'avenir.

Le réel enjeu, à mon sens, des années à venir, sera celui d'une augmentation du nombre de patients appareillés tout en maintenant observance et qualité des soins. La formation, la technologie, seront bien sûr des atouts pour y parvenir, mais il s'agira surtout pour chacun d'entre nous d'avoir ce cap à l'esprit à chaque instant, pour chaque patient.

Stéphane LAURENT

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

Président du
Collège National
d'Audioprothèse



> Dossier

Communications présentées
lors du Congrès
des Audioprothésistes 2018

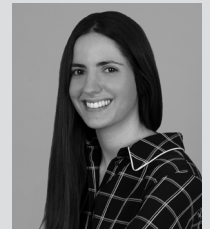


L'intérêt de la conduction cartilagineuse dans le cadre de l'appareillage des microties

Sarah ATTIA

Audioprothésiste D.E.

Doctorante au Laboratoire des Systèmes Perceptifs, Département d'études cognitives, École normale supérieure, Université PSL, CNRS, 75005 Paris, France



Mots clés :
microtie, surdité de transmission, conduction cartilagineuse, écouteur déporté (RITE)

Résumé

La microtie représente une part conséquente des malformations de l'oreille. Dans la majorité des cas l'atteinte est unilatérale et latéralisée à droite. Il existe différents stades selon l'étendue et le lieu de malformation (i.e., association d'une atrésie auriculaire et/ou atteinte de l'oreille moyenne). Sur le plan acoustique, ces dystrophies provoquent une entrave au passage naturel des sons par voie aérienne. Il en résulte une surdité de transmission de l'ordre de 60 dB HL du côté de l'oreille atteinte. La surdité unilatérale, dans la majorité des cas, pourra être à l'origine de défauts de localisation sonore ou d'équilibre stéréo acoustique.

L'objet de ce mémoire a été d'étudier l'intérêt de l'appareillage en écouteur déporté chez les patients présentant une microtie. Dans ce contexte d'appareillage, l'écouteur déporté (RITE) est placé au niveau de la conque résiduelle pouvant générer une mise en vibration du cartilage auriculaire, très léger, et des structures environnantes de l'oreille. Les résultats prothétiques obtenus sur 25 cas de microtie ont conduit à préciser ces indications d'appareillage.

Cette nouvelle alternative permet de bénéficier d'un nombre de contraintes réduit par rapport aux dispositifs actuellement indiqués à la réhabilitation de la microtie. Même si certains points restent à améliorer, l'appareillage en écouteur déporté à voie cartilagineuse témoigne aujourd'hui un réel intérêt pour cette catégorie de patients.

1

Introduction

I.1. Données générales sur la microtie

En Europe, une prévalence de 1,07 sur 10 000 naissances a été évaluée pour la microtie dans la période de 1980 à 2003 et son étiologie demeure à ce jour inconnue. Selon les données statistiques, les anomalies congénitales du CAE sont unilatérales dans 70% des cas et se produisent le plus souvent chez les hommes à droite (Calzolari et al., 1990).

D'un point de vue anatomique, les malformations d'oreille externe peuvent affecter l'orientation, la position, la taille et le relief de l'oreille. La microtie se classe en trois stades allant d'une légère malformation (présence de toutes les structures de l'oreille externe, voir figure 1. I) à une malformation sévère, aussi dénommée « anotie » (voir figure 1. II) où aucun élément de l'oreille externe n'est reconnaissable (Kosling et al., 2009).

Généralement les anomalies congénitales de l'oreille externe se divisent en anomalies majeures (atrésie du conduit auditif externe (CAE) et mineures (dysfonctionnement de la chaîne ossiculaire). Dans le cas d'une aplasie majeure, l'atrésie auriculaire associée est plus fréquemment osseuse que membraneuse. De plus, l'atrésie osseuse est souvent associée à une malformation d'oreille moyenne (Cruz & Teufert, 2003). Ceci pouvant s'expliquer par une origine embryologique commune des structures de l'oreille externe et de l'oreille moyenne (Mayer TE et al., 1997).



Figure 1. Les trois stades de microtie selon Juilland & Pasche (2012)

Dans le cas des aplasies majeures, la recherche d'un syndrome est faite systématiquement afin de détecter d'éventuelles malformations associées et pour établir un programme thérapeutique précocement (Manach, 1995). Certaines anomalies dérivant d'arcs branchiaux sont à l'origine de syndromes associés à des dysmorphoses du pavillon provoquant une surdité de transmission. Les syndromes les plus connus étant : Goldenhar, Treacher Collins, Nager.

Le diagnostic des déficiences auditives causées par les malformations de l'oreille externe repose sur un ensemble d'exams visant à détecter les anomalies structurelles et fonctionnelles qui en résultent. L'examen physique permet de faire le premier constat sur l'étendue de la malformation tandis que les techniques d'imagerie médicale apportent des informations primordiales sur le degré de sévérité et les caractéristiques de la microtie. Enfin, l'évaluation de la fonction auditive de base de la microtie met en évidence une surdité de transmission pure de l'ordre de 50 à 60 dB HL à l'aide de moyens simples comme l'acoumétrie et l'audiométrie.

I.2. Propagation acoustique dans les milieux physiologiques

I.2.1 Données physiques

La vitesse de conduction des ondes acoustiques est fortement liée aux propriétés élastiques du milieu de propagation. Quel que soit le mode de stimulation, la densité des milieux impliqués dans la propagation de l'onde joue un rôle dans l'efficacité de transmission de l'énergie acoustique. Pour rendre compte de ces phénomènes, l'impédance acoustique est une grandeur physique qui permet de définir la résistance du milieu considéré au passage de l'onde (voir tableau 1 ci-dessous) et d'en déduire la proportion d'énergie transmise à l'interface de différents milieux.

Milieu	Vitesse (m. s ⁻¹)	Densité (kg.m ⁻³)	Impédance (MRayls)
Air	340	1,2	0,04
Eau	1500	1000	1,5
Tissus mous	1500-1580	980-1010	1,5-1,6
Tissus lipidiques	1400-1490	920-940	1,3-1,4
Collagène	1600-1700	1020-1100	1,6-1,9
Sang	1580	1040-1090	1,6-1,7
Os	1380-1810	4077-4079	5,63-7,38

Tableau 1. Caractéristiques acoustiques des milieux physiologiques humains à partir des données de O'Brien & Liu, (2005)

I.2.2. Différentes voies de conduction sonore

D'un point de vue physiologique, la voie de transmission sonore fait référence à la façon dont l'oreille est stimulée. Il a été démontré par Bekezy que le processus de transduction sonore au sein de la cochlée est identique quel que soit le mode de stimulation.

i. Voies aérienne et osseuse

Actuellement, deux voies de conduction sonore sont reconnues dans la pratique et dans la littérature : la conduction aérienne (CA) et la conduction osseuse (CO).

Dans le cas de la CA, le son passe essentiellement par les trois composantes de l'oreille avant d'atteindre l'oreille interne tandis que

dans le cas de la CO, le son stimule directement l'oreille interne en mettant en vibration les structures osseuses environnantes. Ce mode de conduction fait intervenir différents mécanismes complexes (i.e., vibration de la portion osseuse du CAE, effets d'inertie de masse des osselets de l'oreille moyenne, contribution des fluides de l'oreille interne, compression et expansion des parois cochléaires, contribution de l'intérieur du crâne (Stenfelt et al., 2016)). A l'origine, le terme « conduction osseuse » a été utilisé pour caractériser un mode de conduction sonore n'impliquant pas la voie aérienne. Néanmoins, il semblerait que d'autres voies pourraient être impliquées dans les phénomènes de perception auditive. En effet, certaines formes de conceptions « non-osseuses » peuvent être à l'origine d'une sensation auditive lorsqu'un vibreur osseux est appliqué sur des tissus mous tels que les yeux, la peau ou le cou (Perez et al., 2011). L'utilisation d'un vibreur osseux n'est pas nécessaire pour induire la perception d'un son par les tissus mous. En effet, il a été démontré que lorsque l'audition en voie aérienne est éliminée, différentes composantes non osseuses peuvent engendrer la perception auditive d'un son en champ libre d'intensité modérée (au niveau de la tête et corps). Il est possible que d'autres parties du corps jouent un rôle dans l'audition en champ libre (Chordekar et al., 2016).

ii. Voie cartilagineuse

La voie cartilagineuse peut être définie comme une voie de transmission sonore spécifique se discernant des autres modes de conduction sonore (Nishimura et al., 2014 ; 2015 ; Morimoto et al., 2014). Celle-ci est mise en jeu lorsqu'un transducteur est positionné dans la conque au niveau du cartilage auriculaire. Une première caractérisation de ce mode de transmission acoustique a été proposée par une équipe japonaise (Nishimura et al., 2004). L'ensemble des travaux est basé sur des mesures faites à l'aide d'un transducteur bimorphe piézo électrique.

Ces études ont démontré que trois facteurs ont des effets significatifs sur la transmission des sons :

- Le mode de conduction dépendant du transducteur utilisé pour transmettre la vibration et du milieu de propagation sonore.
- Le volume d'occlusion du CAE. Celui-ci étant proportionnel à la longueur du canal (fibreuse, osseux ou aérien) par lequel s'achemine le son ainsi qu'à la proportion de réflexion du signal dans l'espace résiduel aérien (différences d'impédances air-liquide).
- La fréquence, transmise différemment suivant le milieu de propagation et la distance parcourue par l'onde acoustique.

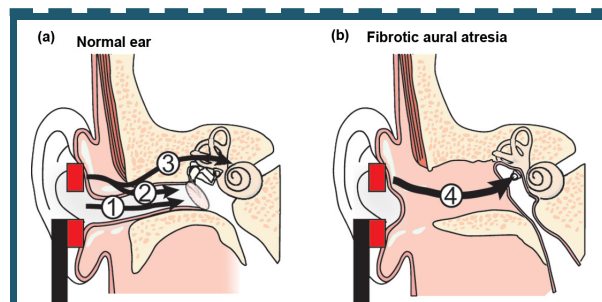


Figure 2. Illustration des voies de transmission sonore de la conduction cartilagineuse à travers deux configurations : l'oreille normale et l'atrésie fibreuse (Morimoto et al., 2004)



Dans le cas d'une oreille anatomiquement saine (cf. figure 2 à gauche), trois voies de transmission sonore ont été identifiées en présence d'un transducteur positionné au niveau du cartilage auriculaire :

- La conduction aérienne directe dans laquelle les vibrations du transducteur produisent des sons aériens dont une partie atteint le CAE et est transmise à la cochlée par la voie aérienne classique. L'autre partie des sons rayonne depuis le transducteur en CO indirecte environnante.
- La conduction aérienne-cartilagineuse qui implique la vibration du cartilage auriculaire et du tissu environnant (ceux-ci génèrent un son dans le CAE). Il s'agit de la voie aérienne indirecte.
- La conduction osseuse-cartilagineuse où les vibrations du cartilage auriculaire sont transmises à la cochlée par l'intermédiaire de l'os du crâne.

Dans le cas d'une malformation d'oreille externe deux cas sont à distinguer :

- L'atrésie auriculaire osseuse dans laquelle l'efficacité de transmission du son en CC est probablement moins bonne qu'en CO car pour faire vibrer l'os, il est nécessaire d'appliquer une force de fixation du transducteur plus importante (5,4 contre 0,06 Newton (N) (Morimoto et al., 2014 ; Nishimura et al., 2015)).
- L'atrésie auriculaire (cf. figure 2 à droite) fibreuse dans laquelle la vibration du cartilage auriculaire est transmise efficacement à la cochlée ipsilatérale par un chemin de tissu fibreux connecté aux osselets. Lorsque ce dernier n'est pas connecté aux osselets, la voie de transmission sonore devrait impliquer l'os du crâne ou la cavité aérienne entre le tissu fibreux et les osselets (Morimoto et al., 2014).

I.3. Options de réhabilitation de la microtie

I.3.1 Dispositifs actuellement indiqués à la microtie

La microtie est souvent associée à une atrésie auriculaire (échec de développement du CAE) éliminant les possibilités d'appareillage par la voie aérienne. Dans ce cas, le succès de l'appareillage auditif repose sur un ensemble de critères (e.g., âge, anatomie (état de l'oreille moyenne, épaisseur du crâne), latéralité de la malformation, histoire médicale du patient, état d'esprit du patient, équipe impliquée). Ceux-ci sont à prendre en compte dans le choix d'appareillage.

Les possibilités de traitement actuellement sur le marché sont :

- La reconstruction fonctionnelle de l'oreille externe (pavillon ou CAE).
- Les aides auditives à conduction osseuse (lunette, bandeau, ADHEAR).
- Les aides auditives implantables en voie osseuse (BAHA, BB).
- Les implants d'oreilles moyennes (VSB).

Toutes ces options présentent des avantages et inconvénients. Elles sont indiquées à des cas bien spécifiques. Nous ne détaillerons ici que l'appareillage en voie osseuse, auquel nous avons été confrontés au sein de notre cohorte de patients.

Les dispositifs d'appareillage à conduction osseuse visent à transmettre le signal acoustique à l'oreille interne contournant le problème de malformation. Les études montrent que la position du vibreur affecte étroitement l'efficacité de transmission de la CO sonore : il a été démontré que dans le cas d'une surdité de

transmission unilatérale ou bilatérale, la position optimale est celle qui se trouve être au plus proche de la cochlée, plus spécifiquement au niveau de la mastoïde qui projette vers la partie dense de l'os temporal (Eeg-Olofsson et al., 2011). Concernant la latéralité du son, il a été démontré que l'utilisation de deux transducteurs osseux conduit à une amélioration de la sensation d'écoute stéréophonique, une amélioration de la perception spatiale et de l'intelligibilité de la parole dans le bruit (Stenfelt, 2005). L'utilisation d'un implant à ancrage osseux percutané dans le cas d'une surdité de transmission unilatérale reste un débat.

I.3.2. Dispositif expérimental d'aide auditive à conduction cartilagineuse

Une équipe de chercheurs japonais travaille depuis 2004 sur la conception d'une nouvelle aide auditive utilisant le mécanisme de transmission des sons par le cartilage auriculaire. Le but de ce dispositif est de proposer une nouvelle solution d'appareillage aux patients se trouvant dans l'impossibilité d'introduire un embout d'aide auditive conventionnelle dans leur CAE. Un transducteur en forme d'anneau est placé à l'entrée du CAE et génère une vibration du cartilage auriculaire transmise à l'oreille interne, essentiellement par l'intermédiaire du tissu colonisant le CAE dans le cas d'une oreille atrésique fibreuse (Morimoto et al., 2014).

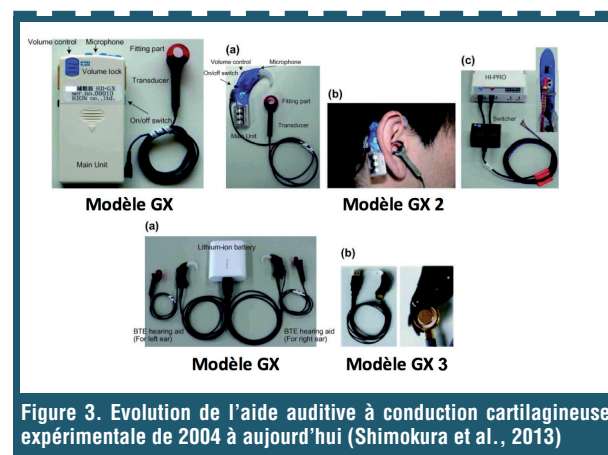


Figure 3. Evolution de l'aide auditive à conduction cartilagineuse expérimentale de 2004 à aujourd'hui (Shimokura et al., 2013)

Un des avantages de l'appareillage en voie cartilagineuse est qu'il nécessite une force statique moindre pour stimuler le cartilage par rapport à celle qui est nécessaire pour induire une vibration osseuse : 0.06 N contre 5.4 N (Miyamae et al., 2016). Ceci évite ainsi une irritation cutanée ou des problèmes d'inconfort. L'absence d'occlusion du CAE est un atout pour les patients ne pouvant pas introduire un embout dans leur conduit, notamment dans le cas de l'atrésie auriculaire (Shimokura et al., 2014).

Dans le cas d'une oreille atrésique fibreuse, le larsen résultant de la différence d'impédance entre l'air et le tissu fibreux est plus faible par rapport à une oreille anatomiquement normale. La marge de gain avant l'apparition incontrôlée du larsen est donc plus grande (Shimokura et al., 2013). Néanmoins, l'ensemble du dispositif reste très rudimentaire avec un aspect peu esthétique. Son utilisation nécessite un adhésif pour permettre le maintien du dispositif sur l'oreille. De plus, l'autonomie et la taille de la batterie sont inappropriées à une utilisation quotidienne.

Toutefois, la réalisation de ce dispositif expérimental montre la nécessité d'adapter un nouveau système de réhabilitation auditive destiné aux patients présentant une malformation de l'oreille externe et l'intérêt d'exploiter la voie cartilagineuse.

I.4. Problématique

Une première approche théorique a été de présenter les différentes voies de conduction sonore pouvant être impliquées lors de la transmissions des sons. La littérature suggère qu'il existe des voies complémentaires aux voies aériennes et osseuses. Celles-ci étant fréquence et transducteur dépendantes.

Un premier aspect d'appareillage en conduction cartilagineuse a été mentionné en introduction avec l'étude d'un dispositif expérimental.

Face aux difficultés rencontrées dans l'appareillage des surdités de transmission liées à la microtie, nous avons souhaité confronter les techniques de réhabilitation auditive décrites précédemment afin de proposer une solution d'appareillage adaptée au profil du malentendant. Nos questions sont les suivantes :

- 1) Quelles sont les indications d'appareillage en écouteur déporté (RITE) dans le cas de la microtie ?
- 2) Quels sont les phénomènes physiologiques impliqués dans le cas d'une oreille externe malformée et les conséquences sur la perception des sons ?
- 3) Quelles voies de conduction sonore sont mises en jeu dans l'appareillage en écouteur déporté (RITE) en présence d'une microtie ?

2 Matériel et méthode

II.1. Participants

La cohorte étudiée comporte 8 femmes et 17 hommes (soit 68% d'hommes). L'âge moyen au moment du dernier contrôle d'appareillage était de 9 ans (s'étendant de 1 à 29 ans). La malformation était unilatérale dans 76 % des cas (dont 64 % de cas de microtie localisée à droite) ce qui coïncide avec les données épidémiologiques présentées en introduction. La nature de l'atrésie auriculaire ainsi que l'état de l'oreille moyenne n'ont pas été mis en évidence pour tous les participants. L'appareillage actuel de la cohorte étudiée est réparti en 22 cas d'appareillage en écouteur déporté (dont 18 cas d'appareillage unilatéral) et 3 cas d'appareillage en voie osseuse (dont 1 cas d'appareillage unilatéral). Dans l'ensemble, deux patients ont changé de voie d'appareillage (passage d'un appareillage RITE à un appareillage en voie osseuse).

II.2. Procédure

Il s'agit d'une étude rétrospective dans laquelle les données ont été recueillies au cours des 5 dernières années chez Audition Conseil (Lyon1, Lyon7, Villefranche). Les tests ont été réalisés dans une cabine audiométrique insonorisée à l'aide d'un audiomètre Aurical Otometrics, d'un casque TDH39 et d'un vibreur Radioear B71. Les seuils d'audiométrie in situ ont été obtenu à l'aide du logiciel de réglage spécifique à l'aide auditive des patients. Les données audiométriques et audioprothétiques ont été recueillies au cours des rendez-vous de suivis des patients effectués tous les trois mois au sein des laboratoires Audition Conseil.

Sujet	Sexe	Age	Histoire médicale du patient	Côté(s) de l'atteinte	Parité de l'appareillage	Voie d'appareillage*	Durée d'appareillage
1	Homme	4 ans	Syndrome oto-mandibulaire	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	2 ans
2	Femme	2 ans	Atrésie auriculaire du CAE	Gauche	Unilatéral	Cartilagineuse	2 ans
3	Homme	2 ans	Microtie bilatérale associée à une atrésie du CAE gauche (micro vésicule) et une sténose du CAE droit (totalement fermé)	Droit et gauche	1) Unilatéral 2) Bilatéral	Cartilagineuse Osseuse_p (D) Osseuse_p (G)	2 ans 7 mois 10 mois
4	Femme	13 ans	Microtie associée à une atrésie du CAE de stade avancé. Syndrôme de Franchetti. Absence de STO. Fenêtre ovale très épaissie.	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	4 ans et 4 mois
5	Femme	7 ans	Microtie associée à une sténose du CAE droit	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	1 an et 4 mois
6	Homme	20 ans	Microtie associée à une atrésie du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	1 an et 9 mois
7	Femme	20 ans	Microtie associée à une atrésie du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	1 an et 9 mois
8	Homme	2 ans	Aplasie et hypoplasie de la mandibule gauche (pas d'anomalie du STO et du SCV).	Gauche	Unilatéral	Cartilagineuse	1 an et 9 mois
9	Homme	13 ans	Microtie bilatérale associée à une atrésie du CAE à droite et une sténose du CAE à gauche	Droit et gauche	Bilatéral	Cartilagineuse (DG) Osseuse_1 (DG)	1 an et 7 mois 2 ans
10	Homme	22 ans	Sténose congénitale des deux CAE avec reconstruction de « néo-méats »	Droit et gauche	Bilatéral	Cartilagineuse (DG)	5 ans
11	Homme	10 ans	Pavillon normal mais agénésie auriculaire droite avec perforation canalair, absence de tympan et bloc incudo-malléaire	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	3 ans et 6 mois
12	Femme	1 ans	Microtie associée à une atrésie du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	2 ans et 3 mois
13	Femme	11 ans	Microtie associée à une atrésie du CAE	Gauche	Unilatéral	Cartilagineuse	5 mois et demi
14	Homme	4 ans	Microtie bilatérale associée à une sténose du CAE gauche et une atrésie du CAE droit de stade très avancé (CAE quasi absent)	Droit et gauche	Bilatéral	Cartilagineuse	1 an et 9 mois
15	Femme	6 ans	Microtie associée à une sténose du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	4 ans
16	Homme	1 ans	Atrésie auriculaire du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	1 an
17	Homme	9 ans	Microtie de type II avec absence de CAE et de tympan mais présence d'une micro-conque	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	3 ans
18	Homme	29 ans	Microtie bilatérale	Droit et gauche	Bilatéral	Osseuse_1	1 an
19	Homme	7 ans	Microtie unilatérale avec atrésie du CAE et mauvais maintien du pavillon	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse Cartilagineuse_i	2 ans 3 mois
20	Femme	26 ans	Microtie bilatérale avec sténose à droite	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse Osseuse_1 (G) Cartilagineuse(D)	1 an et demi 1 mois
21	Homme	2 ans	Atrésie du CAE	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	4 mois
22	Homme	5 ans	Microtie de l'oreille droite intermédiaire entre une forme lobulaire et une micro-conque. Micro-conduit avec peu d'accroche.	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	4 mois
23	Homme	4 ans	Microtie de type II avec sillon rétro auriculaire suffisant pour accepter un appareillage.	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	3 ans
24	Homme	4 ans	Microtie unilatérale avec suspicion de sténose marteau-enclume. Présence d'un CAE et d'un tympan.	Droit	Unilatéral	Cartilagineuse	2 ans et 9 mois
25	Homme	5 ans	Microtie bilatérale	Droit et gauche	Bilatéral	Cartilagineuse	2 ans et 5 mois

* Voie d'appareillage - Cartilagineuse : RITE ; Cartilagineuse_i : Intra ; Osseuse_1 : Lunette à CO ; Osseuse_p : BAHA

Tableau 2. Données générales des patients



3 Résultats

III.1 Contexte

Nous faisons ici référence à un appareillage dont le principe repose sur le maintien du transducteur (l'écouteur déporté) par un embout en résine acrylique moulé sur la partie cartilagineuse de l'oreille, où la stimulation est probablement transmise directement au cartilage auriculaire puis rejoint l'oreille interne du côté de la stimulation.

En raison des variabilité inter-individuelle et intra-individuelle de la microtie (l'étendue de la malformation diffère selon les individus et d'une oreille à l'autre) nous avons décidé de présenter quelques études de cas typiques d'appareillage de la microtie.

III.2 Résultats

Treize audiogrammes Aurical (oreille droite et gauche confondues) ont été mesurés au casque TDH39. Ces mêmes mesures ont été faites sur 20 patients en possession de leur aide auditive munie d'un écouteur surpuissant et d'un embout « slim tip » moulé à l'entrée de la conque. Ci-dessous sont regroupés les graphes représentant les pertes auditives moyennes des patients au casque (N=13 oreilles), les pertes auditives moyennes in situ (N=20 oreilles) et les seuils d'inconfort moyens (N=20 oreilles).

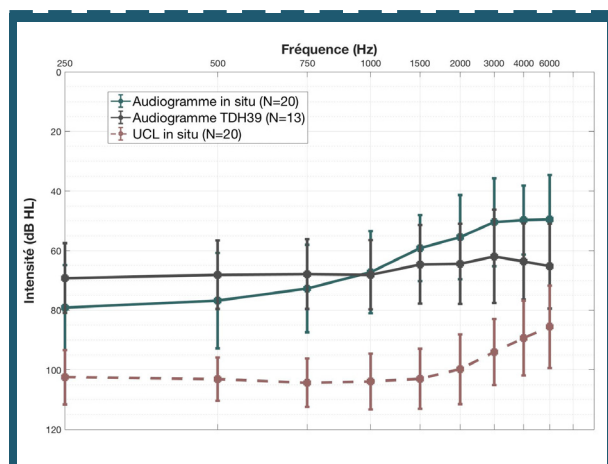


Figure 4. Données audiométriques des patients

III.3 Cas cliniques

III.3.1. Cas 1 : Appareillage RITE vs. Appareillage BAHA

Le patient est âgé de 9 ans. Il présente une surdité de transmission bilatérale résultant d'une microtie bilatérale associée à une atrésie

auriculaire bilatérale (vésicule résiduelle de 1,5 cm³ à droite et 2 cm³ à gauche). Il a bénéficié d'un premier appareillage à droite par BAHA. N'étant pas satisfait des résultats, ce patient est passé à un appareillage bilatéral en écouteur déporté avec compression fréquentielle. La figure 5 montre les résultats comparatifs entre la BAHA et le RITE à droite, et le gain prothétique apporté par le RITE à gauche.

A droite, le gain sur les aigus a été amélioré (d'une dizaine de dB) par rapport à l'utilisation de la BAHA ce qui s'est ressenti par une légère amélioration de l'intelligibilité à la vocale. A gauche nous avons bénéficié d'un gain de 40 dB en moyenne sur l'ensemble des fréquences. Pour ce patient, l'appareillage binaural en RITE a permis de restituer une binauralité avec des seuils prothétiques se trouvant aux alentours du seuil en CO (environ 15 dB). Avec la BAHA, la limite était vite atteinte. La vocale montre une légère amélioration, mais qui a évolué en s'améliorant avec le temps grâce à l'apport de la binauralité restituée par cet appareillage en CC binaural. D'un point de vue du confort et de l'entretien, le RITE est moins contraignant. Les problèmes de maintien ont été résolus.

Ce cas montre un résultat concluant de l'appareillage RITE, restituant un effet d'écoute stéréophonique au patient. Cela a été permis grâce à un bon maintien de l'appareil sur l'oreille.

III.3.2. Cas 2 : Cas limite d'appareillage RITE

Le patient est âgé de 5 ans et présente une malformation bilatérale de l'oreille externe associée à une atrésie auriculaire bilatérale. L'occlusion du CAE droit est plus importante (avec un volume de vésicule résiduelle estimé comme étant inférieur à 1 cm³). Il est actuellement appareillé à l'aide d'un RITE bilatéral.

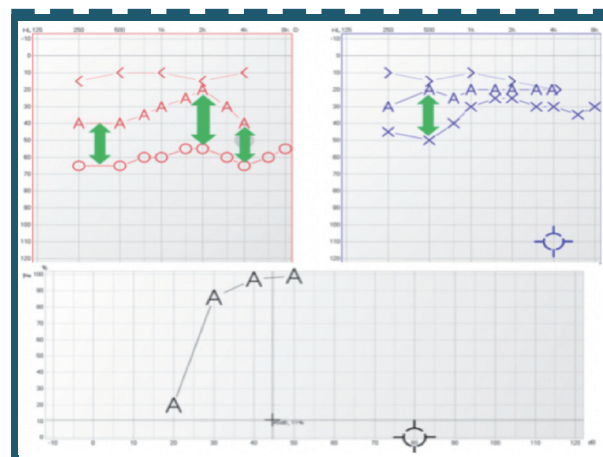


Figure 6. Résultats audio prothétiques du patient associé au cas 2

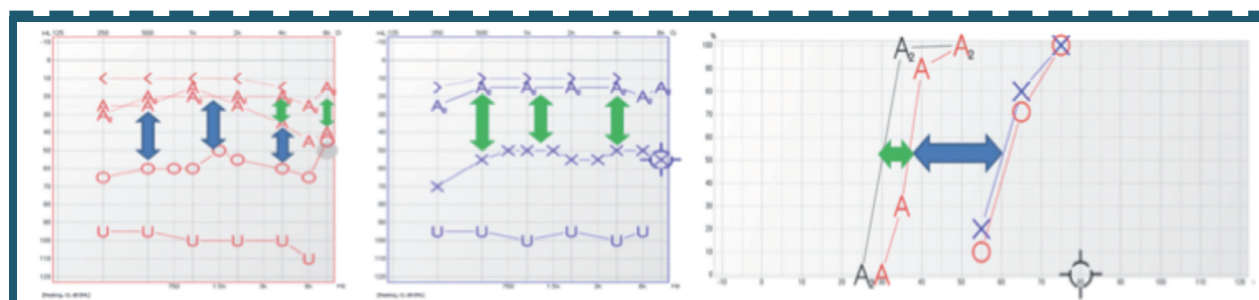


Figure 5. Résultats audio prothétiques comparatifs entre la BAHA (A) et l'appareillage RITE (A2)



L'appareillage RITE bilatéral permet une bonne gestion du larsen. Cependant, il est à noter que le gain est plus limité sur les aigus du côté droit (environ 15 dB dans les aigus (4000 Hz) contre 30 à 40 dB dans les graves (250 à 500 Hz)). Ici, la taille de la vésicule peut être à l'origine de la limitation du gain dans les aigus. Nous avons donc estimé qu'un volume inférieur à 1 cm³ ne contribue pas à des résultats favorables dans les aigus avec le RITE. En dessous de ce volume, l'espace réduit n'est pas suffisant pour permettre de rendre le système hermétique. Une vésicule de volume inférieur à 1 cm³ apparaît donc comme une limite d'indication d'appareillage en écouteur déporté pour la microtie.

III.3.3. Cas 3 : Cas compliqué

Ce cas est intéressant à mentionner car le patient est passé par trois techniques de réhabilitation auditive différentes, sa malformation rendant difficile tout maintien d'un dispositif du côté gauche. Le patient est âgé de 10 ans. Il présente une malformation bilatérale de l'oreille externe associée à une atrésie bilatérale avec un volume résiduel important à droite (vésicule d'environ 4 cm³) ainsi qu'une absence totale de pavillon et de CAE à gauche (les deux contraintes les plus extrêmes).

La figure 7 montre que les deux types d'appareillage utilisés apportent un très bon gain (meilleur dans les graves (environ 35 dB entre 250 et 2000 Hz) que dans les aigus (10 dB entre 6000 et 8000 Hz)). Il y a néanmoins une légère amélioration du gain dans les aigus avec le RITE (flèche verte) du côté droit. Les résultats de l'audiométrie vocale montrent également une amélioration de l'intelligibilité, avec toujours un petit écart supérieur pour l'appareillage RITE à droite. D'un point de vue esthétique, l'écouteur déporté est moins visible que le bandeau BAHA. Même si ces résultats sont bénéfiques, le dernier appareillage effectué (cf. figure 9) montre des résultats encore plus satisfaisants avec un gain de plus de 60 dB sur l'ensemble des fréquences testées ainsi qu'une disparition des problèmes de maintien de l'aide auditive.

Cette étude de cas montre que le manque de place et donc de maintien sur le pavillon, constituant un cas extrême de malformation, rend difficile l'utilisation d'un appareillage RITE car le contour ne reste pas en place sur l'oreille et peut être à l'origine de larsen par manque d'étanchéité. Cela rend son utilisation inefficace, d'autant plus qu'à cet âge-là l'enfant a besoin d'un dispositif peu contraignant pour ses activités quotidiennes. Il est donc parfois nécessaire de passer par plusieurs solutions avant de trouver celle qui convient le mieux au patient.

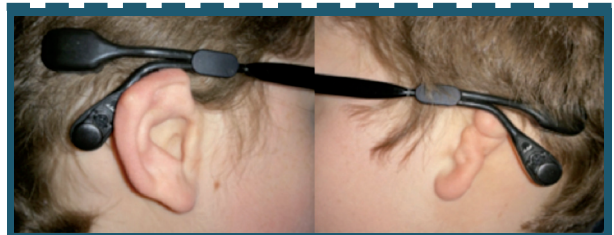


Figure 8. Photographie du patient en présence de ses lunettes à CO

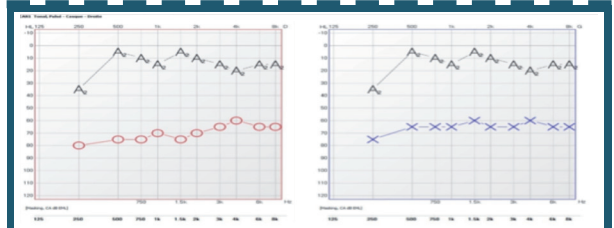


Figure 9. Gain prothétique binaural (A2) apporté par les lunettes à CO pour le patient associé au cas 3

4

Discussion

IV.1. Conséquences de la microtie et modes de propagation

Dans le cas d'une anomalie de malformation d'oreille externe, le modèle de traitement acoustique de l'oreille externe diffère de celui d'une oreille anatomiquement saine. La voie aérienne, entravée par la colonisation de tissu au sein du CAE est à l'origine d'une surdité de transmission pure de 60 dB HL. Cette valeur correspond à l'atténuation maximale de l'oreille externe et peut être obtenue à l'aide de la formule : $1 - (Z_1 Z_2)^2 / (Z_1 + Z_2)^2$ (air-tissus mous : environ 55 dB d'atténuation / tissus mous-os : environ 10 à 20 dB d'atténuation).

Le pavillon ne joue plus son rôle d'antenne acoustique efficacement et les propriétés du CAE sont altérées. En effet, la colonisation du CAE par du tissu (osseux ou fibreux) entraîne d'un point de vue physique, la formation d'un tuyau acoustique fermé aux deux extrémités. La fréquence de résonance ($f = v/2L$), dépendante de la longueur du CAE (portion de tissu obturant le CAE), constitue une variable interindividuelle dépendant des dimensions du CAE d'une part et variant suivant le pourcentage de réduction du calibre du CAE d'autre part (dans des conditions favorables, le calibre résiduel pouvant être de 1 à 2 mm). De plus, la fréquence de résonance est affectée par la nature du tissu colonisant le CAE, dont la vitesse

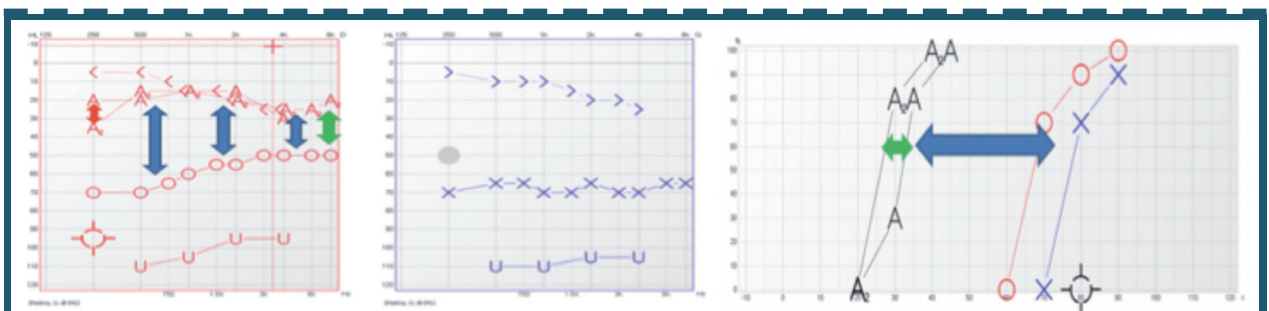


Figure 7. Gains prothétiques RITE (A2) vs. Bandeau BAHA (A) (figure de gauche) et gain vocal du patient associé au cas 3 (figure de droite)



de propagation est dépendante. Aussi, le degré de pneumatisation (alvéoles ou cavités d'air) modifie la valeur de densité du milieu et par conséquent celle de l'impédance du milieu. En considérant ces données, la fréquence de résonance se trouve être hors du spectre des fréquences audibles. Ainsi, le gain de l'oreille externe, à 3000 Hz est altéré : l'effet cumulé du pavillon et du CAE qui permet normalement un gain de 20 dB ne sera pas apporté.

La différence des milieux physiologiques par l'apparition d'une nouvelle interface air-tissu mou (ou air-os selon la nature de l'atrésie) conduit à une réduction de l'énergie transmise au tympan (en théorie, car selon l'état de la malformation le tympan n'est probablement pas mis en vibration). Enfin, l'ajout d'une seconde interface fait intervenir une forte proportion d'énergie réfléchi au niveau de l'étrier et une modification d'impédance à l'entrée du tympan peut influencer la mobilité de la chaîne des osselets.

Un des intérêts de cette étude était de comprendre les conséquences physiologiques de la malformation sur la propagation acoustique des sons. Les résultats d'audiométrie in situ, présentant l'allure d'une pente inversée, sont surprenant (aspect d'un filtre passe haut avec une fréquence de coupure aux alentours de 2500 Hz). Or, dans les cas étudiés, les conduits étaient occlus par un tissu de nature inconnue (osseux ou fibreux) et la stimulation était faite à l'aide d'un écouteur déporté sur une zone cartilagineuse de l'oreille externe.

Des chercheurs se sont intéressés à des phénomènes d'occlusion d'autres natures dans le but de comprendre l'inefficacité des protections auditives (casques et bouchons anti-bruit). En s'apercevant que l'obturation maximale de la voie aérienne conduisait à une atténuation maximale de 40-46 dB HL lors de la perception d'un son en champ libre, ils en ont déduit que des modes de transmission autres que la CA étaient mis en jeu dans la transmission sonore à la membrane tympanique (Chordekar et al., 2016). Ces autres voies de propagation sont supposées être acheminées par une voie supplémentaire de tissus mous pouvant expliquer l'inefficacité de performance d'atténuation des protections anti-bruit. En effet, la différence d'impédance entre l'air et les tissus mous étant plus faible qu'entre l'air et l'os, les sons aériens devraient être transmis plus efficacement et préférentiellement à travers les tissus mous jusqu'aux fluides de l'oreille interne.

Cette même observation a été faite par l'équipe de chercheurs japonais, expérimentant l'occlusion du CAE avec de l'eau visant à étudier la contribution de la voie cartilagineuse par rapport à la voie aérienne et la voie osseuse. Suivant le volume d'obturation du CAE, les portions cartilagineuse et osseuse pouvaient être maîtrisées. Les résultats montrent que les sons se propagent par les voies cartilagineuses du conduit auditif dans le cas d'un conduit ouvert (ou obturé par une voie de chemin de tissu fibreux) avec une meilleure transmission des basses fréquences (250 à 1000 Hz) que des hautes fréquences (1000 à 4000 Hz). Dans le cas d'une atrésie osseuse, les modes de propagation en réponse à une stimulation cartilagineuse n'ont pas été étudiés par ces chercheurs. Néanmoins, les sons sont probablement plus difficiles à transmettre du fait que ce transducteur (piézo électrique) n'est pas destiné à faire vibrer l'os (une forte intensité de stimulation est nécessaire).

Une hypothèse possible est que l'atténuation des basses fréquences (moins bien transmises que les hautes fréquences) visible sur nos mesures d'audiométrie in situ (cf. figure 4) a pu être causée du fait d'une majorité d'atrésies osseuses présentes dans notre cohorte (malformations congénitales associées à une malformation d'oreille moyenne). L'ensemble d'étanchéité de l'embout sur le semblant de conque résiduelle ainsi que les caractéristiques techniques de

l'écouteur ont également pu contribuer à une meilleure perception des hautes fréquences (réflexion acoustique moindre à l'entrée du conduit). Ceci reste à vérifier par des mesures complémentaires.

IV.2. Indications d'appareillage

IV.2.1. Transfert transcranien

A partir des données audiométriques (audiométries in situ) de la cohorte étudiée, nous avons estimé le transfert transcranien (i.e., l'atténuation du son à l'oreille controlatérale) impliqué dans l'appareillage en écouteur déporté. Nos mesures se basent sur le principe que l'obtention de 80 dB SPL équivalent au tympan (i.e., énergie sonore totale donnée au tympan) nécessite une puissance de 1,5 mW et engendre un transfert transcranien de -96 dB. Nous avons pris en comparaison une courbe estimée plate à 60 dB HL (mesurée au casque TDH39) et un seuil osseux de 10 dB (mesuré à l'aide d'un vibreur osseux). Ceci conduit à l'évaluation de l'atténuation sonore en voie osseuse et cartilagineuse pour une surdité de transmission d'un malentendant présentant une microtie.

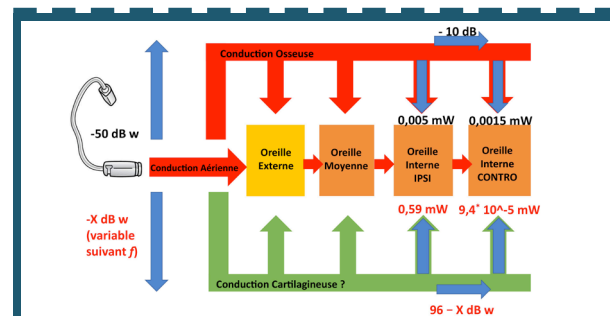


Figure 10. Estimation du transfert transcranien et de la puissance par rapport à l'atténuation moyenne en fonction de la fréquence pour un appareillage RITE adapté à la microtie (S. Gallego, 2016)

Explication de la voie osseuse (figure 10, flèches rouges) :

La valeur de -50 dB w correspond à l'atténuation de la conduction osseuse estimée par rapport au seuil aérien de 60 dB HL. D'après les données scientifiques (Stenfelt et Goode, 2005) le transfert transcranien osseux est estimée à -10 dB en moyenne. Nous avons donc utilisé cette approximation et avons obtenu l'estimation d'une atténuation de 60 dB à l'oreille controlatérale. Cette valeur se retrouve également par un simple calcul d'atténuation entre un milieu aérien et osseux. Les valeurs de puissances représentées au-dessus des flèches (oreille interne ipsilatérale et controlatérale) ont été obtenues en fonction de l'atténuation ipsilatérale et controlatérale. Celles-ci sont fixes pour l'ensemble des fréquences du fait que le seuil en CO est estimé à 10 dB plat.

Explication de la voie cartilagineuse (figure 10, flèches vertes) :

La valeur de -X dB w correspond à l'atténuation du seuil en CC moyen (audiogramme moyen in situ en RITE) estimée par rapport à un seuil aérien de 60 dB HL. Cette valeur est variable suivant la fréquence testée. Afin d'obtenir l'estimation de l'atténuation au niveau de l'oreille controlatérale, nous nous sommes basés sur la différence entre la valeur de 96 dB (prise comme référence) et la valeur de x dB variant suivant la fréquence testée. L'estimation de la puissance a été obtenue de la même façon que pour la CO. Néanmoins, les valeurs rouges sont des valeurs moyennées à partir des estimations fréquence par fréquence (de 250 à 6000 Hz).

Nous montrons en figure 11 les valeurs de transfert transcranien estimées en fonction des fréquences testées lors d'un appareillage RITE en voie cartilagineuse (avec microtie). Les valeurs estimées sont supérieures à 75 dB dans l'ensemble de la gamme fréquentielle. Les données de la littérature suggèrent que l'action du transfert transcranien joue un rôle important dans l'utilisation du dispositif (uni ou bilatéral). Un faible transfert transcranien entrainera une stimulation de la cochlée opposée sensiblement inférieure à celle de la cochlée ipsilatérale (Stenfelt et al., 2011) conduisant à une stimulation pratiquement équivalente des deux côtés. Ceci est bénéfique dans le cas d'une atteinte bilatérale. Cependant, dans le cas d'une surdité de transmission unilatérale avec oreille controlatérale saine, un transfert transcranien élevé est plus adapté car il requiert plus d'énergie pour transmettre le son à l'oreille opposée (évitant d'apporter d'éventuelles distorsions à l'oreille saine). L'appareillage en écouteur déporté sur les patients présentant une microtie est donc une indication à la microtie unilatérale.

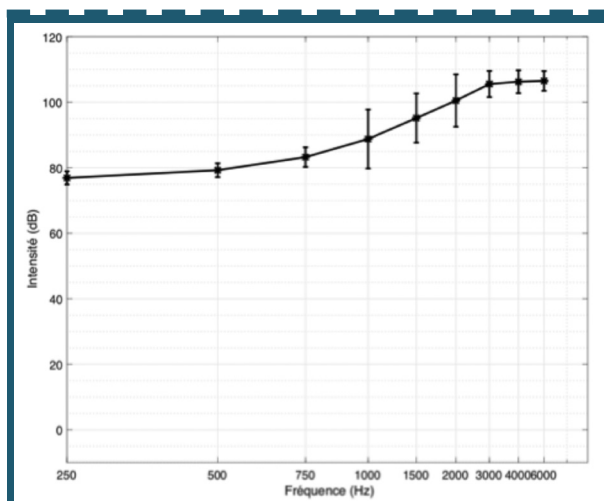


Figure 11. Estimation du TTC à partir des résultats d'audiométrie in situ de 20 oreilles malformées (les barres représentent les erreurs standard)

IV.2.2 Autres critères

Dimensions physique et audio prothétique

Suivant le degré de sévérité de la malformation du pavillon, il est plus ou moins difficile de maintenir l'appareil auditif en place sur l'oreille. L'ensemble des cas étudiés a montré que seuls les stades très avancés (absence de pavillon) de la microtie rendent cette contrainte impossible à gérer avec l'utilisation du RITE.

L'accroche de l'écouteur déporté dépend également de la place restante dans le semblant de CAE. De plus, il est nécessaire de fournir une étanchéité suffisante afin de contourner les problèmes de sifflements. A l'exception des cas extrêmes évoqués (« anotie ») où le gain était très limité dans les aigus et où le larsen était difficile à gérer, la petite taille de l'écouteur déporté permet de réaliser un embout sur mesure restant en place dans la vésicule. L'avantage est que cet embout est retouchable par l'audioprothésiste en cas de problèmes de maintien.

Enfin, la puissance délivrée par l'écouteur déporté (supérieure à 130 dB) permet de restituer une meilleure audibilité au patient.

Importance de l'âge du patient

Les enfants représentent une proportion importante des patients du fait de la malformation congénitale. Suivant le degré de malformation, et d'autant plus si la pathologie est bilatérale, il est essentiel de trouver une solution d'appareillage peu contraignante précocement (avant la période critique du langage). D'un point de vue anatomique l'âge de l'enfant influe sur la taille de l'oreille externe, sur l'épaisseur et la qualité de l'écaïlle osseuse. Ces facteurs restreignent la possibilité du nombre de choix d'appareillage.

Nous avons vu qu'il est parfois difficile d'obtenir des réponses de la part des jeunes enfants. Par conséquent, l'évolution des résultats prothétiques n'a pas toujours pu être évaluée à chaque rendez-vous de suivi. Néanmoins, l'ensemble des résultats de la cohorte prouvent l'efficacité d'un appareillage en écouteur déporté pour des degrés I et II de la microtie.

Dimension psychologique

L'appareillage de la microtie implique une dimension psychologique relativement importante. Le caractère visible propre à cette pathologie peut provoquer un impact émotionnel significatif sur l'enfant en plus de la contrainte de la surdité associée. L'aspect esthétique de la solution d'appareillage est donc un facteur considérable à prendre en compte (l'avantage du RITE est qu'il est très discret).

Enfin, l'équipe médicale impliquée autour de la réhabilitation (non mentionnée dans ces études de cas mais bien présente) est primordiale afin d'avoir un suivi du développement de l'enfant. Cet encadrement favorise un gain de confiance en soi.

5

Conclusion

Les résultats obtenus sur nos patients permettent de conclure que dans le cas de la microtie, le choix d'appareillage en écouteur déporté dépend essentiellement du stade de malformation gouvernant la place disponible sur le semblant de pavillon et de CAE. Le cas le plus favorable d'appareillage RITE est celui où la surdité de transmission associée à la microtie est unilatérale, avec une place suffisante afin de maintenir l'appareil sur l'oreille restante et pour une vésicule de volume supérieur à 1 cm³ (au-delà le gain des hautes fréquences est limité). Ceci s'explique par un fort transfert transcranien estimé précédemment, ayant l'avantage de stimuler majoritairement l'oreille ipsilatérale sans apporter d'éventuelles distorsions à l'oreille controlatérale saine. Ainsi, on gagne en latéralisation du son et en performance.



Figure 12. Photographie prise sur deux patients issus de cette étude : l'image de droite montre un cas défavorable d'appareillage RITE du fait de l'absence totale de CAE. L'image de gauche montre un cas très favorable d'appareillage RITE du fait du bon maintien.



Cet appareillage ne nécessite pas d'opération chirurgicale et permet d'être réadapté régulièrement par l'audioprothésiste selon les besoins des patients.

Les aspects esthétique, confort et pratique sont des critères se distinguant de l'appareillage classiquement proposé en voie osseuse. En effet, la BAHA nécessite un nettoyage strict et régulier afin d'éviter les infections autour de la vis. Ceci est contraignant pour les parents. Concernant l'utilisation des lunettes à CO, des irritations cutanées peuvent survenir sur le long terme au niveau de la branche des lunettes appuyant contre la mastoïde. Enfin, le vibreur osseux externe (ADHEAR) récemment disponible sur le marché, montre la nécessité de proposer des alternatives supplémentaires destinées à cette catégorie de patients. Nous n'avons pas eu l'occasion d'étudier ce dispositif (date antérieure à la rédaction du mémoire).

Nous proposons donc un diagramme (cf. figure 13) distinguant les cas d'appareillage de la microtie auxquels nous avons été confrontés. Ce dernier récapitule les indications d'appareillage en RITE pour lesquels les résultats étaient les plus favorables :

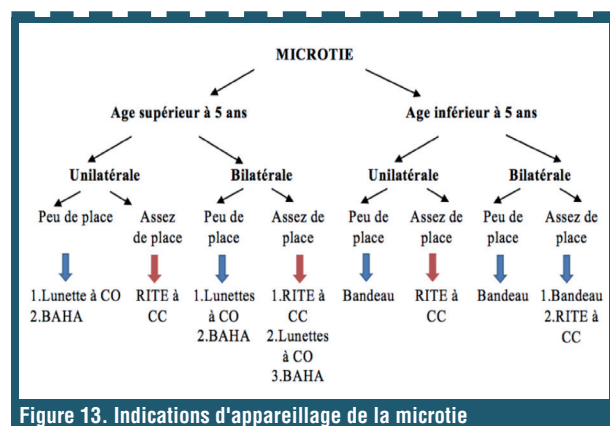


Figure 13. Indications d'appareillage de la microtie

La voie de transmission sonore impliquée dans ce contexte d'appareillage est difficile à caractériser en raison de la complexité de la malformation. Néanmoins, nous retiendrons que quel que soit le mode de stimulation, la transmission sonore est essentiellement dépendante de la nature du milieu obturant, du volume d'occlusion du CAE, du type et de la position du transducteur lors de la stimulation.

Cette étude propose une alternative supplémentaire de réhabilitation de la microtie afin de faciliter la pratique des audioprothésistes. Néanmoins, certains points restent à améliorer et il serait intéressant de travailler à l'avenir sur la conception d'écouteurs déportés adaptés à la microtie.

6

Références

- Calzolari, F., Garani, G., Sensi, A., & Martini, A. (1999). Clinical and radiological evaluation in children with microtia. *British journal of audiology*, 33(5), 303-312.
- De La Cruz, A., & Teufert, K. B. (2003). Congenital aural atresia surgery: long-term results. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 129(1), 121-127.
- Eeg-Olofsson, M., Stenfelt, S., & Granström, G. (2011). Implications for contralateral bone-conducted transmission as measured by cochlear vibrations. *Otology & Neurotology*, 32(2), 192-198.
- Juilland, N., & Pasche, P. (2012). Ear reconstruction in case of microtia. *Revue medicale suisse*, 8(356), 1866-1870.
- Kösling, S., Omenzetter, M., & Bartel-Friedrich, S. (2009). Congenital malformations of the external and middle ear. *European journal of radiology*, 69(2), 269-279.
- Manac'h, Y. (1995). L'aplasie de l'oreille. Des principes au cas particulier.
- Mayer, T. E., Brueckmann, H., Siegert, R., Witt, A., & Weerda, H. (1997). High-resolution CT of the temporal bone in dysplasia of the auricle and external auditory canal. *American journal of neuroradiology*, 18(1), 53-65.
- Morimoto, C., Nishimura, T., Hosoi, H., Saito, O., Fukuda, F., Shimokura, R., & Yamanaka, T. (2014). Sound transmission by cartilage conduction in ear with fibrotic aural atresia (Doctoral dissertation).
- Nishimura, T., Hosoi, H., Saito, O., Miyamae, R., Shimokura, R., Matsui, T., ... & Levitt, H. (2014). Is cartilage conduction classified into air or bone conduction? *The Laryngoscope*, 124(5), 1214-1219.
- Nishimura, T., Hosoi, H., Saito, O., Miyamae, R., Shimokura, R., Matsui, T., ... & Levitt, H. (2015). Cartilage conduction efficiently generates airborne sound in the ear canal. *Auris Nasus Larynx*, 42(1), 15-19.
- Nishimura, T., Hosoi, H., Saito, O., Miyamae, R., Shimokura, R., Yamanaka, T., ... & Levitt, H. (2015). Cartilage conduction is characterized by vibrations of the cartilaginous portion of the ear canal. *PloS one*, 10(3), e0120135.
- O'Brien Jr, W. D. (2009). Evaluation of acoustic propagation paths into the human head. ILLINOIS UNIV AT URBANA BOARD OF TRUSTEES.
- Perez, R., Adelman, C., & Sohmer, H. (2011). Bone conduction activation through soft tissues following complete immobilization of the ossicular chain, stapes footplate and round window. *Hearing research*, 280(1-2), 82-85.
- Stenfelt, S., & Goode, R. L. (2005). Transmission properties of bone conducted sound: measurements in cadaver heads. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118(4), 2373-2391.
- Stenfelt, S. (2011). Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing. In *Implantable Bone Conduction Hearing Aids* (Vol. 71, pp. 10-21). Karger Publishers.
- Stenfelt, S. (2016). Model predictions for bone conduction perception in the human. *Hearing research*, 340, 135-143.
- Shimokura, R., Hosoi, H., Iwakura, T., Nishimura, T., & Matsui, T. (2013). Development of monaural and binaural behind-the-ear cartilage conduction hearing aids. *Applied Acoustics*, 74(11), 1234-1240.
- Shimokura, R., Hosoi, H., Nishimura, T., Iwakura, T., & Yamanaka, T. (2015). Simulating cartilage conduction sound to estimate the sound pressure level in the external auditory canal. *Journal of Sound and Vibration*, 335, 261-268.

WIDEX EVOKE™

HEARING HAS EVOLVED



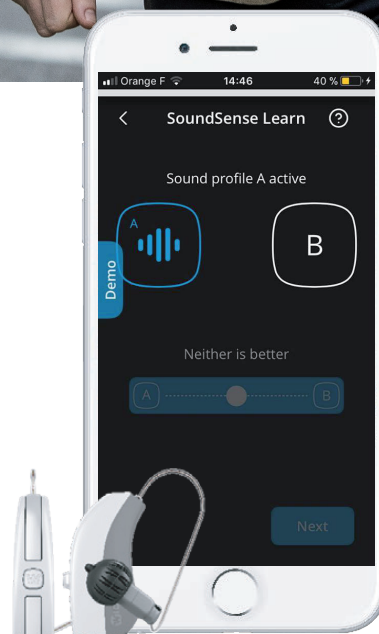
LA PREMIÈRE AIDE AUDITIVE INTELLIGENTE AU MONDE

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

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

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

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





Influence de la directivité des appareils auditifs sur les indices de clarté

Vincent CIZERON Audioprothésiste D.E. - Diplômé de l'école de Nancy
vincent.cizeron@sfr.fr

Introduction

Dans un local les conditions d'écoute peuvent être détériorées par les caractéristiques acoustiques qui le caractérisent. Ainsi, le signal émis par une source sonore subit de multiples modifications avant d'atteindre l'auditeur. Le signal originel est donc modulé par la salle, et cet effet de salle peut être décrit (pour des positions de source et de récepteur données) par la réponse impulsionnelle de celle-ci. Il s'agit d'une mesure de la pression acoustique au point de réception lorsque le signal source est une impulsion de Dirac. Elle sépare le signal reçu en trois composantes : champ direct, réflexions précoces et réflexions tardives. On considère que l'énergie contenue au début de la réponse impulsionnelle est utile et que celle contenue à la fin est nuisible à l'appréciation du message. Pour un message parlé, la limite entre ces deux parties est fixée à 50 millisecondes. Pour un message musical, la limite est fixée à 80 millisecondes. Le calcul du rapport entre l'énergie utile et l'énergie nuisible permet d'obtenir l'indice de clarté d'un local. Il est noté C50 pour la parole et C80 pour la musique, et il caractérise objectivement l'appréciation subjective de précision du son. On peut donc se demander dans quelle mesure ces caractéristiques acoustiques sont modifiées par le traitement de l'appareillage auditif.

Le but de cette étude est donc de déterminer, au travers de la mesure des indices de clarté C50 et C80, comment une aide auditive modifie la perception d'un signal utile dans un local en fonction du temps de réverbération de celui-ci. Nous étudierons plus particulièrement l'influence de la directivité microphonique des appareils auditifs sur ces indices psychoacoustiques.

Parallèlement à ces mesures objectives, une étude subjective a été réalisée auprès de porteurs d'aides auditives. Elle permettra de confronter les résultats obtenus par simulation des réponses impulsionnelles avec le ressenti des patients.

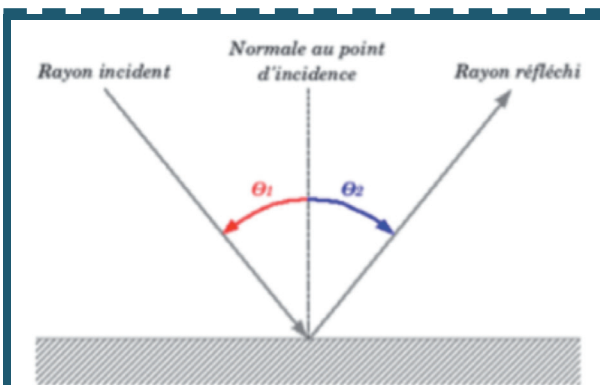


Figure 1. Loi de la réflexion de Snell-Descartes ²

1 Réverbération, réponse impulsionnelle, indices de clarté

1. Réverbération

Lorsqu'une onde acoustique rencontre un obstacle, sa direction de propagation est modifiée (et l'amplitude de l'onde réfléchie est plus faible que celle de l'onde incidente). Pour une paroi plane (sans relief), il y a analogie avec le phénomène des ondes lumineuses et on peut donc appliquer la loi de Snell-Descartes : égalité des angles incidents et réfléchis (figure 1).

La réverbération d'une pièce est caractérisée par sa durée de réverbération : Tr. Elle est définie comme la durée nécessaire pour que le niveau d'intensité acoustique diminue de 60 dB, après interruption de la source.

La durée de réverbération Tr est liée au coefficient d'absorption acoustique moyen du local α_{moy} par la formule de Sabine :

$$T_r = \frac{0,16V}{A} \quad A = S_{tot} \alpha_{moy} \quad \alpha_{moy} = \frac{1}{S_{tot}} (S_1 \alpha_1 + S_2 \alpha_2 + \dots + S_n \alpha_n)$$

V : volume du local en m³

S_{tot} : surface totale du local en m²

A : aire d'absorption équivalente en m²

2. Les effets de la reverberation sur la parole

La figure 2 ⁷ nous permet de constater que les indices acoustiques de la structure fine de la parole sont modifiés par le phénomène de réverbération.

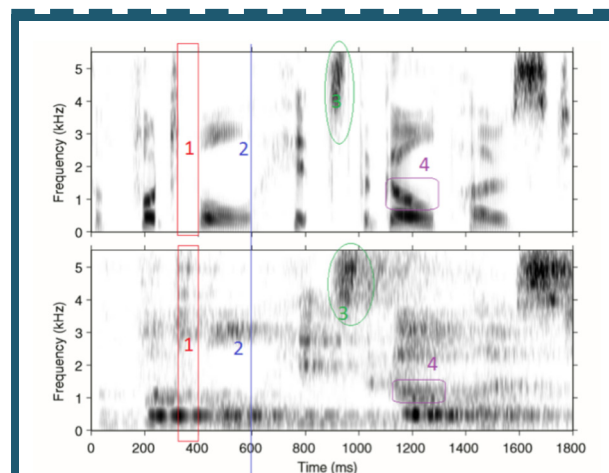


Figure 2. Spectrogramme de la phrase : "the football hit the goal post"



Le spectrogramme du haut représente la phrase sans réverbération, celui du bas dans les conditions très réverbérantes. On observe que :

- Les réverbérations remplissent les intervalles silencieux ¹,
- Le début et la fin des phonèmes sont moins nets ²,
- Le bruit (caractéristique des consonnes) est plus étalé dans le temps ³,
- Les transitions formantiques sont aplaties ⁴.

La figure 3 ⁸ montre que l'enveloppe temporelle est elle aussi largement modifiée. La réverbération a créé un phénomène de masquage temporel : l'enveloppe temporelle originelle est masquée par les réflexions.

Par son influence sur la structure fine et la structure lente de la parole, la réverbération détériore l'intelligibilité de la parole.

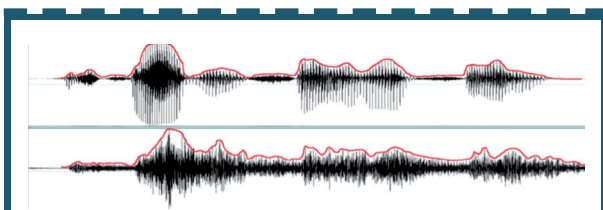


Figure 3. Signal vocal modifié par la réverbération forte d'une salle de bain

3. Réponse impulsionnelle d'une salle ¹

Supposons un local de forme rectangulaire, constitué de parois planes et sans relief. Plaçons un émetteur et un récepteur. Après émission d'un son de type impulsionnel, le récepteur recevra l'onde directe (provenant directement de la source et atténuée par la distance entre la source et l'émetteur), puis les premières réflexions qui arrivent plus tard en raison d'une distance plus grande parcourue avec, pour chaque réflexion, une diminution de l'amplitude (liée à la distance parcourue et au coefficient d'absorption des matériaux rencontrés).

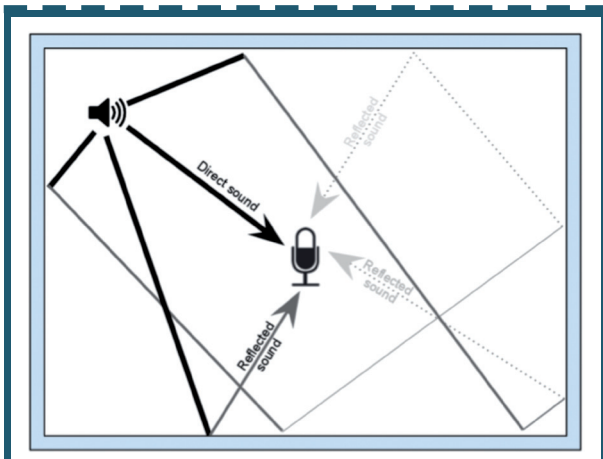


Figure 4. Schéma de propagation du son

Pour le récepteur, l'onde directe constitue le champ direct alors que l'ensemble des réflexions composent le champ réverbérant. Le tracé du son direct et de la multitude de réflexions dans le temps, établit la réponse impulsionnelle de la salle.

La réponse impulsionnelle est souvent notée $h(t)$. Elle se définit par rapport à une position de source et un point de réception. Elle constitue donc la fonction de transfert d'une pièce pour un son, en déterminant sa réponse en fréquence et en amplitude.

Comme nous pouvons le voir sur la figure 5, la réponse impulsionnelle peut se décomposer en trois parties :

- Le son direct,
- Les réflexions précoces,
- Les réflexions tardives appelées aussi champ diffus.

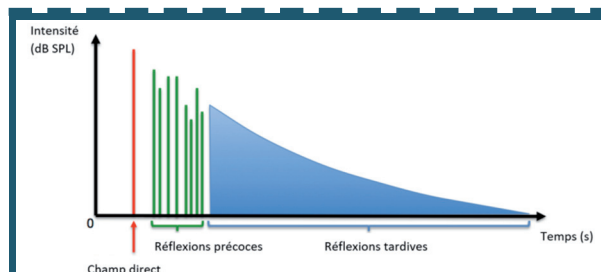


Figure 5. Exemple de réponse impulsionnelle d'une salle

4. Clarté du son

Il existe aujourd'hui de nombreux paramètres associés à la qualité acoustique des salles. Ces paramètres sont associés aux sensations subjectives suivantes ^{2,3} :

- Clarté,
- Réverbération,
- Intelligibilité,
- Sensation d'espace.

Notre intérêt se portant sur les sensations subjectives du déficient auditif portant une aide auditive, notre étude s'est limitée à la réverbération et plus particulièrement à la clarté.

Notion de clarté

On parle de clarté pour un son pour qualifier sa précision, sa netteté, c'est-à-dire si les détails sonores sont bien perçus. La notion de clarté définit le rapport entre le champ direct et le champ réverbéré. On considère que le son direct est utile alors que le son réverbéré est nuisible. Les critères de clarté reposent donc sur le choix d'une limite de temps entre champ direct et champ diffus.

Critères de clarté ⁴

Pour la parole on considère que la limite du son utile pour la compréhension de la parole se situe à 50 ms. On utilise donc le critère de clarté C50 en décibel tel que :

$$C50 = 10 \log \left(\frac{\text{Energie de 0 à 50 ms}}{\text{Energie après 50 ms}} \right)$$

Pour la musique, la limite du champ utile a été décalée à 80 ms pour donner plus d'importance au caractère réverbérant et harmonique. Ainsi le critère utilisé est le C80 :

$$C80 = 10 \log \left(\frac{\text{Energie de 0 à 80 ms}}{\text{Energie après 80 ms}} \right)$$

Ces deux critères sont estimés à partir de la réponse impulsionnelle du local.

Pour la parole, on considère ⁵ que le C50 doit être compris entre +2 dB et +6 dB pour assurer une bonne compréhension (c'est-à-dire que l'énergie réverbérée précoce doit être supérieure de 2 à 6 dB par rapport à l'énergie réverbérée tardive).

Pour la musique on considère que le C80 d'une salle doit être compris entre -6dB et +6dB. En dessous de -6 dB le son sera jugé « confus » et au-dessus de +6 dB trop « sec ».

La réverbération ayant une influence directe sur la réponse impulsionnelle d'un local, le C50 et le C80 dépendent donc directement de celle-ci.



2

Etude objective

Protocole expérimentale

L'objectif de l'étude est d'estimer le C50 et le C80 dans un local (celui-ci étant modélisé par sa réponse impulsionnelle) avec et sans aide auditive. Les différentes étapes sont les suivantes :

- Calcul par simulation de la réponse impulsionnelle d'une salle par secteurs angulaires et par octave, grâce à la méthode source-image,
- Mesures sur chaque oreille du signal perçu par une tête artificielle (KEMAR), en champ libre, oreilles nues ou appareillées, par secteurs angulaires. Le signal source étant un bruit blanc (signal large bande), de durée 5 ms de manière à se rapprocher d'un signal impulsionnel,
- Convolution de la réponse impulsionnelle simulée et des mesures effectuées sur le KEMAR pour chaque secteur et par octave,
- Sommation des signaux résultants de ce produit de convolution sur l'ensemble des secteurs angulaires pour obtenir un signal global de perception au point de réception dans une salle donnée avec une directivité donnée,
- Calcul du C50 et C80 à partir du résultat de cette sommation.

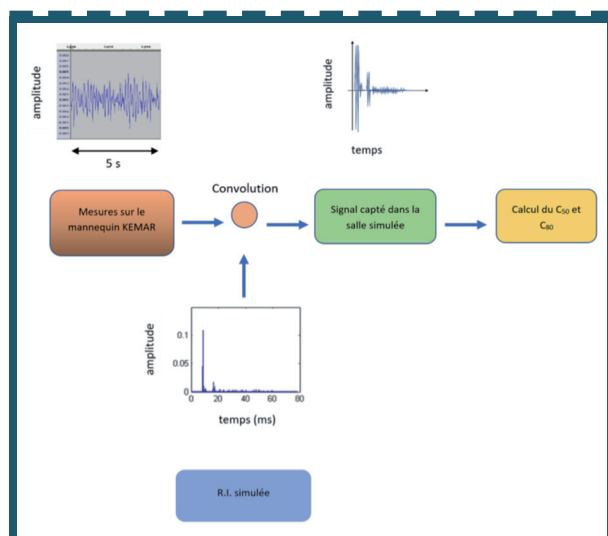


Schéma 1. Protocole expérimental

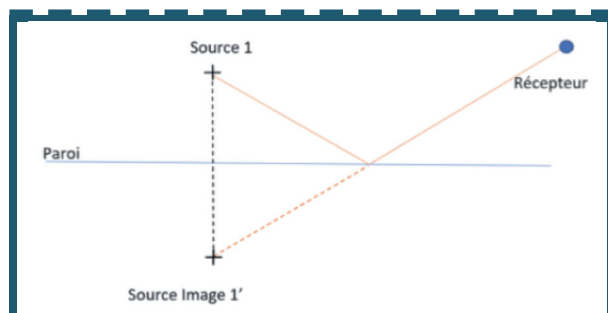


Figure 6. Construction d'une source image

2. Simulation de la réponse impulsionnelle

Les réponses impulsionnelles ont été simulées avec Matlab selon la méthode des sources images.

Méthode des sources images

Le principe de la méthode de source image est de représenter la réflexion des ondes sur une surface plane, comme une réflexion optique sur un miroir. On remplace ainsi une paroi réfléchissante par une source image correspondante, qui est la symétrique de la source par rapport à la paroi (figure 6).

Une fois la source image placée dans l'espace, il faut calculer le champ sonore engendré par la source image en tenant compte de :

- L'atténuation de la distance : l'énergie décroît avec le carré de la distance,
- L'atténuation par absorption de la paroi (dépendant du coefficient d'absorption α de cette paroi).

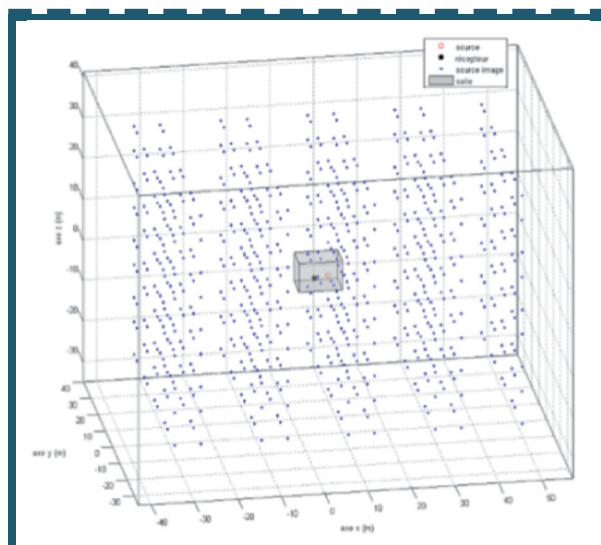
Le processus se poursuivra pour des réflexions évoluées dues aux images des images et ainsi de suite. La source primaire est la source d'ordre 0, la première source image est d'ordre 1, la seconde source image est d'ordre 2, etc.

Les réflexions ont lieu sur les 6 parois de la salle parallélépipédique et donc selon trois axes (3 dimensions x, y et z).

La figure 7⁹ représente ainsi toutes les sources images calculées pour des variables données (dimensions de la salle, position de la source et position du récepteur) jusqu'à l'ordre 4, soit un total de 728 sources images.

3. Sources-images obtenues par secteurs angulaires

L'espace autour du point de réception dans le local, contenant les sources images a été fractionné tous les 30 degrés, formant ainsi 12 secteurs, comme le montre la figure 8. Cette division permet d'obtenir la réponse impulsionnelle de 12 secteurs. Cet échantillonnage spatial rendra possible la prise en compte de la directivité de perception auditive du mannequin KEMAR oreilles nues et de celle des aides auditives dans le cas d'oreilles appareillées en fonction de chaque secteur angulaire.

Figure 7. Sources images jusqu'à l'ordre 4 selon les dimensions x, y et z⁹

Mesures par bandes d'octave

Le coefficient d'absorption α d'une paroi varie en fonction de la longueur d'onde λ et donc en fonction de la fréquence puisque $\lambda=c/f$. C'est pourquoi, les variables α des 6 parois ont été fixées par bande d'octave, en attribuant une valeur α à chaque fréquence centrale de ces bandes d'octave. Cette étude s'est limitée aux 6 bandes d'octave de fréquences centrales suivantes : 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz.

Nous avons donc obtenu pour chaque octave, la Réponse Impulsionnelle simulée dans chacune des 12 sections angulaires.

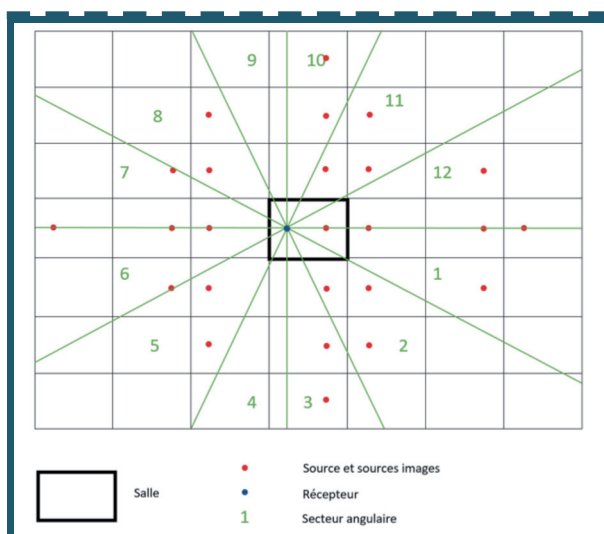


Figure 8. Modélisation en 2 dimensions des sources images jusqu'à l'ordre 3 pour une salle rectangulaire et classement de ces sources images selon 12 secteurs angulaires

Réponses impulsionnelles simulées

Les réponses impulsionnelles ont été simulées pour plusieurs environnements dont les variables sont les suivantes :

- Dimensions de la pièce : une petite (4m x 5m x 3m) et une grande (5m x 8m x 3m),
- Distance entre la source et le récepteur : 1,5m pour la petite pièce, 1,5m et 4m pour la grande,
- Coefficients d'absorption des parois. 3 environnements de réverbérations différents ont été créés : faiblement réverbérant appelé aussi feutré, peu réverbérant et très réverbérant selon le tableau suivant :

Bande d'Octave (fréquence centrale)	Coefficient d'absorption α salle feutrée	Coefficient d'absorption α salle peu réverbérante	Coefficient d'absorption α salle très réverbérante
125 Hz	0,3	0,05	0,05
250 Hz	0,4	0,1	0,05
500 Hz	0,5	0,2	0,1
1000 Hz	0,7	0,4	0,1
2000 Hz	0,7	0,5	0,1
4000 Hz	0,8	0,7	0,15

Tableau 1. Coefficients d'absorption acoustiques des parois.

Nous avons donc simulé 9 environnements sonores différents, et donc 9 réponses impulsionnelles différentes par bande d'octave, soit $9 \times 6 = 54$ réponses impulsionnelles globales. Chacune de ces 54 réponses impulsionnelles a été divisée en 12 secteurs, donnant ainsi des réponses impulsionnelles par secteur angulaire et par octave pour un environnement sonore donné.

Mesures sur le mannequin KEMAR

Le but de cette étape est l'enregistrement d'un signal à la sortie des aides auditives. Un signal test est émis par un HP, il est capté par les aides auditives qui sont positionnées sur le mannequin KEMAR. Il est ensuite modifié par les aides auditives en fonction des réglages réalisés (gain, mode de directivité...). L'acquisition du signal de sortie est réalisée grâce à une carte son branchée sur le mannequin KEMAR.

Le local : Les mesures ont été effectuées dans une salle de Travaux Pratiques de la faculté de pharmacie de Nancy dont les parois sont partiellement recouvertes par des matériaux très absorbants. Le bruit de fond du local est $LeqA, 1h = 24$ dBA et le temps de réverbération est inférieur à 0,4 s à partir de l'octave 125 Hz. Un matériau absorbant supplémentaire a aussi été disposé derrière le mannequin KEMAR et sur le sol. Le but étant de se rapprocher le plus possible des conditions de champ libre, c'est-à-dire sans réverbération.

Choix du signal test : Bruit Blanc d'intensité 65 dB et d'une durée de 5 secondes.

Les aides auditives : type BTE, avec des embouts fond de conque en silicone et sans évent pour assurer une bonne étanchéité et ainsi éviter les phénomènes de Larsen. Les modèles sont les suivants : Starkey muse i2400 BTE 13, Widex Unique 440 BTE 312, BTE Phonak Bolero V50 P BTE 13.

Pour chaque modèle d'aides auditives, nous avons réalisé trois réglages de gain différents, correspondant à une surdité de perception bilatérale et symétrique de type presbycusique : une surdité légère, une surdité moyenne et une surdité sévère. Il s'agit ici d'un choix arbitraire visant à tester les cas d'appareillages les plus fréquents.

Pour toutes les mesures, tous les algorithmes de traitement ont été désactivés, et afin de comparer l'influence de la directivité microphonique des aides auditives sur l'indice de clarté, chaque mesure a été réalisée :

- Avec les microphones en mode omnidirectionnel,
- Avec les microphones en mode de directivité fixe avant.

Les signaux perçus sur chaque oreille par le KEMAR pour les 3 paires d'appareils et pour ces deux modes de directivité ont ensuite été convolués avec les réponses impulsionnelles des 9 configurations de salles simulées. Nous obtenons donc au total 108 résultats auxquels s'ajoutent les 9 résultats obtenus pour les mesures sans aides auditives.

Mesures par secteur

Comme dit précédemment, afin de pouvoir tenir compte de la directivité du pavillon de l'oreille pour les mesures sans appareil auditif, et de la directivité microphonique des aides auditives pour les mesures avec appareils, celles-ci ont été divisées en 12 secteurs angulaires de 30 degrés. Chacun de ces secteurs est associé au secteur angulaire correspondant de la Réponse Impulsionnelle simulée.

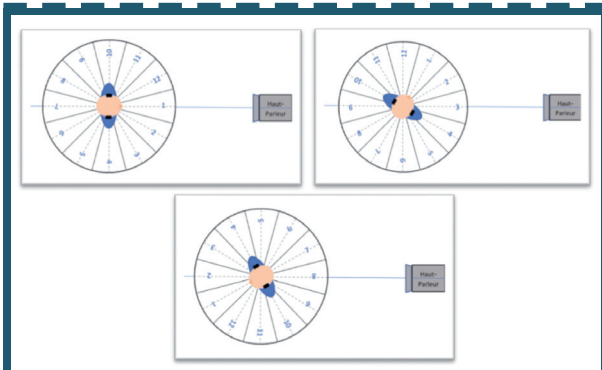


Figure 9. Vue de dessus de l'orientation du mannequin KEMAR pour les mesures des secteurs 1,3 et 8.

Nous avons donc effectué 12 mesures pour chaque configuration d'appareillage.

De plus, afin d'obtenir les réponses par bande d'octave, celles-ci sont filtrées par bande d'octave (grâce à des filtres numériques passe-bandes disponibles avec Matlab).

4. Convolution des réponses impulsionnelles

Convolution

On peut parler de la réponse impulsionnelle d'une salle, comme de la signature temporelle d'un système (le système étant composé de la position d'une source sonore, d'un récepteur et de la salle avec ses caractéristiques propres : dimensions et coefficients d'absorption des parois). Elle est notée $h(t)$. En simplifiant, le concept de convolution peut être schématisé ainsi :



$$y(t) = x(t) * h(t)$$

« * » représente le produit de convolution.

$x(t)$ est le signal sonore d'entrée. Il est convolué par la réponse impulsionnelle $h(t)$ du système. On obtient ainsi le produit de convolution $y(t)$ qui est le signal de sortie. Il correspond au signal acoustique d'entrée émis en conditions de champ libre, transformé par les caractéristiques sonores de la salle.

C'est pourquoi, les réponses impulsionnelles des différentes salles obtenues par simulation sous Matlab dans chaque secteur angulaire et pour chaque octave ont été convoluées avec les signaux mesurés sur chaque oreille du KEMAR oreilles nues ou appareillées. Par cette méthode, il est possible de faire varier les variables acoustiques (réverbération) de la salle et constater l'amélioration ou la dégradation des signaux perçus avec et sans appareil.

Les signaux perçus pour chaque configuration par le mannequin KEMAR sont convolués avec les réponses impulsionnelles simulées par secteurs angulaires et par bandes d'octave.

Les 12 réponses impulsionnelles ainsi convoluées sont sommées pour obtenir la réponse impulsionnelle totale au point de réception par bande d'octave et pour un environnement sonore donné.

La figure 10 illustre la procédure pour une octave donnée :

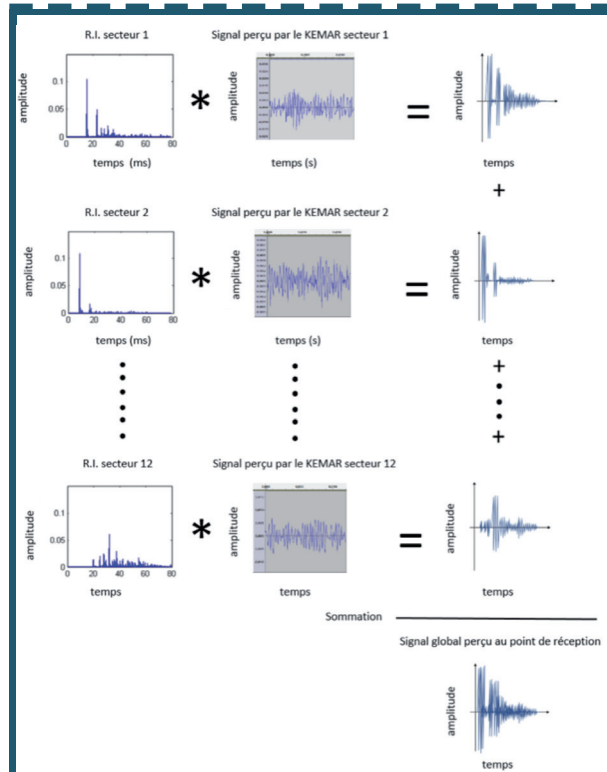


Figure 10. Procédure d'obtention du signal global perçu au point de réception pour une octave donnée

Ces réponses impulsionnelles convoluées correspondent aux signaux perçus par le KEMAR s'il avait été placé dans un environnement sonore donné. Cette méthode nous permet donc de simuler les signaux de sortie par bande d'octave, que nous aurions obtenus à la sortie des aides auditives après traitement du signal d'entrée (bruit blanc), dans des salles petites et grandes avec des durées de réverbération plus ou moins grandes.

5. Calcul du C50 et du C80

Le calcul des indices de clarté C50 et C80 est effectué par le logiciel Matlab, directement après la phase des produits de convolution selon les formules rappelées en première partie.

Pour le C50, on intègre toute l'énergie perçue avant 50 ms, puis celle à partir de 50 ms et on calcule le logarithme de leur rapport.

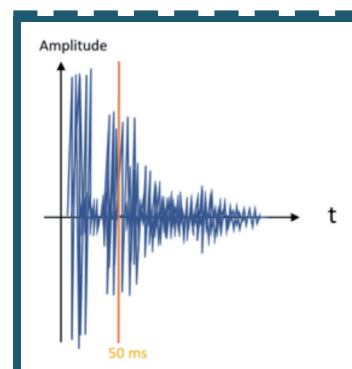


Figure 11. Signal global perçu au point de réception par le KEMAR pour une octave donnée

$$C50 = 10 \log \frac{\text{Energie de 0 à 50 ms}}{\text{Energie après 50 ms}}$$

La démarche pour le calcul du C80 est identique avec une limite de temps fixée à 80 ms.



Le protocole expérimental nous a permis d'obtenir les indices de clarté par bande d'octave après le traitement sonore effectué par les aides auditives dans les environnements acoustiques choisis.

6. Résultats

Résultats sans aides auditives

L'analyse des résultats obtenus pour les mesures effectuées sans appareil auditif, nous a permis de valider le protocole expérimental, puisqu'ils ont été conforme aux résultats attendus : plus la réverbération est importante et plus l'indice de clarté est dégradé. En hautes fréquences l'indice de clarté est meilleur. Les indices de clartés sont dégradés pour une salle plus grande (La réverbération augmente si le volume de la salle augmente) et pour une distance entre la source et le récepteur qui augmente (l'intensité de l'onde directe décroît avec la distance).

Comparaison des résultats avec et sans aides auditives

Pour étudier les résultats obtenus avec les aides auditives, nous avons réalisé la différence entre les scores obtenus avec les aides auditives en mode omnidirectionnel et les scores sans les aides auditives. Nous obtenons ainsi 6 valeurs : 2 valeurs par appareil (à droite et à gauche). Enfin, nous avons calculé la moyenne de ces 6 valeurs de différence. Les figures 12 et 13 présentent la différence moyenne par octave du C50 dans une grande salle pour une distance de 1,5 m.

De manière générale, on s'aperçoit que quelle que soit la réverbération de la salle, les indices de clartés ne sont pas détériorés par les aides auditives. Ils sont même légèrement améliorés pour toutes les bandes d'octave (de l'ordre de 1 dB) et largement améliorés pour l'octave 125 Hz dans une salle peu ou très réverbérante dans le cas d'une surdité moyenne ou sévère (environ 7 dB).

Comparaison des résultats entre le mode de directivité fixe avant et le mode omnidirectionnel

De la même façon, nous avons effectué la moyenne des différences entre les scores obtenus avec les aides auditives en mode de directivité fixe avant et ceux obtenus avec les aides auditives en mode omnidirectionnelle.

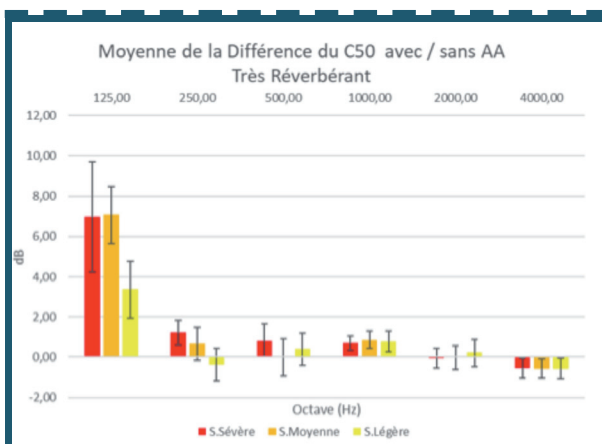


Figure 12. Moyennes de la différence entre le C50 avec aides auditives et le C50 sans aide auditive, dans une grande salle très réverbérante

Le but de cette comparaison étant de savoir si le mode de directivité fixe avant peut améliorer les indices de clarté dans des conditions de réverbération peu favorables voir très défavorables.

Les figures 14 et 15 présentent les différences du C50 entre les 2 modes de directivité pour la petite salle :

Nous remarquons que l'amélioration de l'indice de clarté dans la petite salle, amenée par la directivité fixe avant est limitée aux octaves médiums et aigus (octaves 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz).

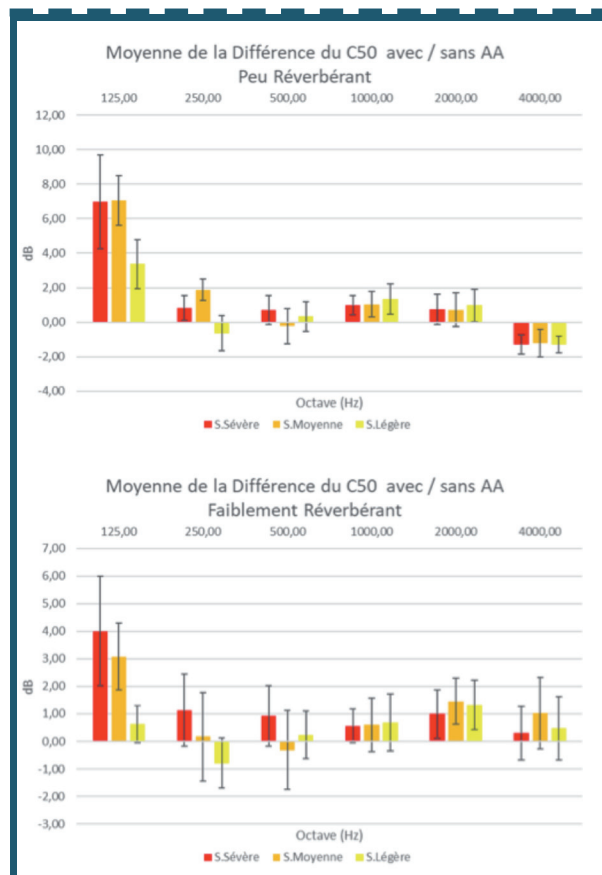


Figure 13. Moyennes de la différence entre le C50 avec aides auditives et le C50 sans aide auditive, dans une grande salle peu réverbérante et faiblement réverbérante

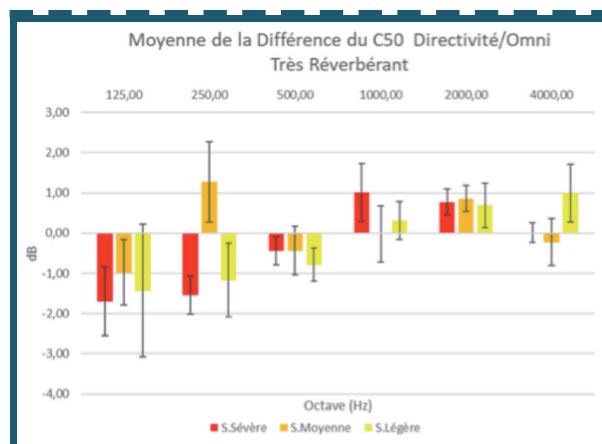


Figure 14. Moyennes de la différence entre le C50 en directivité fixe et le C50 en omnidirectionnel pour une petite salle très réverbérante



Elle est même négative pour les octaves de fréquences centrales graves. Ces résultats coïncident avec les courbes polaires de directivité obtenues avec les doublets microphoniques, qui nous montrent une efficacité dépendante de la fréquence, à savoir, étroite en hautes fréquences et omnidirectionnelle en basses fréquences.

Intéressons-nous maintenant aux résultats obtenus dans la grande salle, respectivement pour une source-récepteur de 1,5 m et 4 m (figures 16 et 17) :

On s'aperçoit ici que le gain apporté à l'indice de clarté n'est pas corrélé aux fréquences et que, dans une grande salle, la directivité fixe permet donc d'améliorer les indices de clarté pour les basses et les hautes fréquences.

Synthèse des résultats

Les résultats obtenus sans les aides auditives permettent de valider le protocole expérimental puisqu'ils sont en accord avec les résultats attendus, à savoir :

- Plus la réverbération est importante et plus l'indice de clarté est dégradé,
- En hautes fréquences l'indice de clarté est meilleur,
- La réverbération augmente si le volume de la salle augmente, et donc l'indice de clarté diminue,
- Si la distance entre la source et l'auditeur augmente, l'indice de clarté diminue.

Les résultats obtenus avec les aides auditives montrent que :

- Les aides auditives de type contour d'oreille ne dégradent pas l'indice de clarté,
- Dans une petite salle réverbérante, la directivité microphonique des aides auditives améliore l'indice de clarté pour les fréquences médiums et aigues (de 1000 Hz à 4000 Hz),
- Dans une grande salle, la directivité microphonique améliore l'indice de clarté pour toutes les fréquences étudiées (de l'ordre de 1 à 2 dB).

Ces résultats permettent d'évaluer objectivement l'apport de la directivité microphonique des aides auditives sur la clarté d'un message vocal ou musical et indirectement sur l'intelligibilité de la parole. Les conclusions sont équivalentes pour le C80.

Afin de vérifier si le ressenti des malentendants porteurs d'aides auditives est en adéquation avec les conclusions de ces mesures, une étude subjective a été réalisée.

3

Etude subjective

Pour cette étude subjective, nous avons demandé aux patients malentendants de comparer la clarté et l'intelligibilité d'un message vocal et/ou musical, dans une pièce jugée réverbérante, entre les deux modes microphoniques (omnidirectionnel ou directivité fixe avant).

1. Choix des patients

Les sujets choisis devaient remplir les critères suivants :

- Etre appareillé en bilatéral avec des aides auditives récentes de type contour d'oreille,
- Etre appareillé depuis plus d'un an (rééducation auditive terminée) avec un gain prothétique tonal et vocal suffisant,

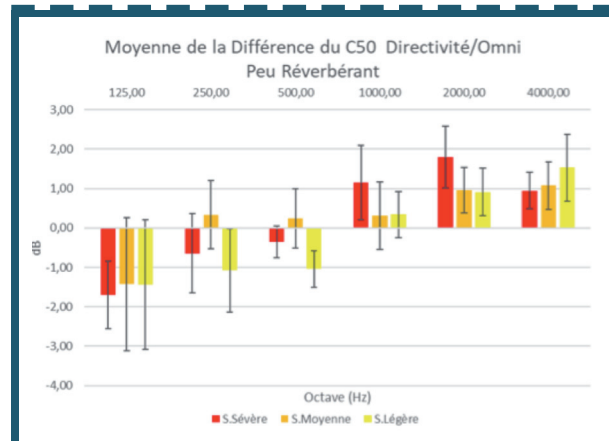


Figure 15. Moyennes de la différence entre le C50 en directivité fixe et le C50 en omnidirectionnel pour une petite salle peu réverbérante

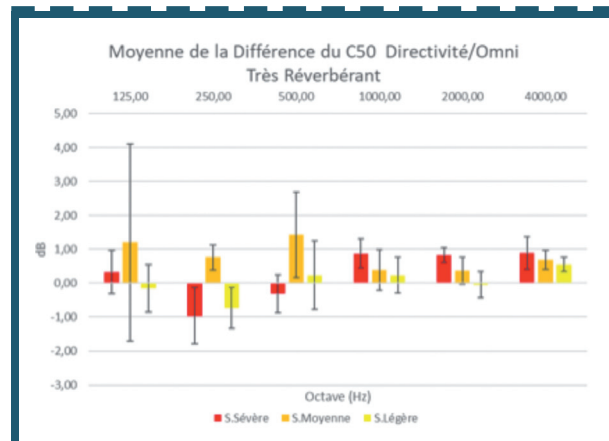


Figure 16. Moyennes de la différence entre le C50 en directivité fixe et le C50 en omnidirectionnel pour une grande salle très réverbérante, pour une distance source-récepteur de 1,5m

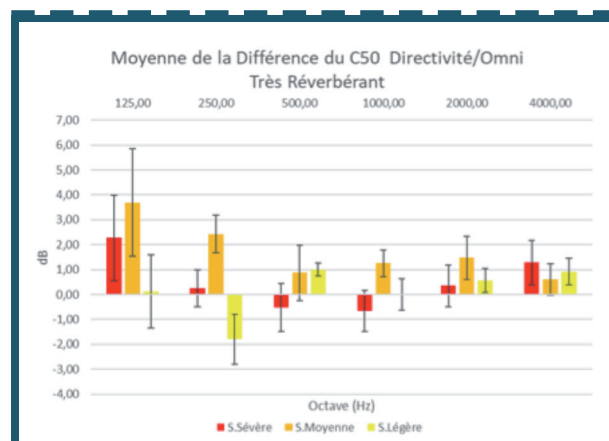


Figure 17. Moyennes de la différence entre le C50 en directivité fixe et le C50 en omnidirectionnel pour une grande salle très réverbérante, pour une distance source-récepteur de 4m

- Etre capable de comprendre la notion de réverbération sonore et de clarté,
- Etre amené à rencontrer des situations d'écoute dans des salles réverbérantes,
- Etre capable de passer d'un programme à un autre avec ses aides auditives.

Ces critères ont limité le nombre de sujets à 10. Pour chacun des patients, 2 programmes ont été rajoutés (en plus de leur programme habituellement utilisé). Pour chacun des 2 programmes, tous les algorithmes de traitement du bruit ont été désactivés et ils se différenciaient seulement par leur mode microphonique. L'un était en mode omnidirectionnel et l'autre en directivité fixe avant.

Il a été demandé aux patients de juger, à l'aide d'un questionnaire, la clarté et l'intelligibilité de la parole et/ou de la musique, dans un lieu qu'ils estimaient réverbérant ou très réverbérant.

2. Questionnaire

Le questionnaire à remplir était le suivant :

NOM :
 PRENOM :
 Lieu d'écoute : (remplir une fiche par lieu d'écoute)
 Dénomination du lieu (salle de bain, cuisine, restaurant, gymnase, salle des fêtes, église, cathédrale, salle de concert, salle de conférence, cinéma, théâtre, salle de spectacle, etc.) :
 Dimensions approximatives de la salle (en mètres) : largeur [] longueur [] hauteur []
 Pour les questions suivantes, entourer une seule réponse
 Signal écouté : parole ou musique
 Environnement sonore : très calme, calme, bruyant, très bruyant
 Réverbération de la salle : très réverbérant (beaucoup d'échos), plutôt réverbérant, normal, plutôt feutré, très feutré (sec).
 Appréciation acoustique :
 Clarté du son : choisir une note de 1 à 6 (1 = son confus, brouillé ; 6 = son clair, net)
 Son très confus —————> Son très net, très précis
 Programme 2 : 1 2 3 4 5 6
 Programme 3 : 1 2 3 4 5 6
 Intelligibilité de la parole (compréhension) : choisir une note de 1 à 6 (1 = incompréhensible ; 6 = très compréhensible).
 Incompréhensible —————> Très compréhensible
 Programme 2 : 1 2 3 4 5 6
 Programme 3 : 1 2 3 4 5 6
 Remarques :

Figure 18. Questionnaire

Comme indiqué sur le questionnaire, le sujet (qui ne connaissait pas les différences de réglages entre chaque programme) devait noter de 1 à 6 la clarté du son et l'intelligibilité de la parole, pour chacun des 2 programmes. La première partie du questionnaire intitulé « lieu d'écoute », permettait au testeur d'aller vérifier, sur place, la réverbération du lieu d'écoute.

Sur les 10 sujets sélectionnés, 8 questionnaires ont été rendus. Parmi ces 8 questionnaires, 2 ont été écartés par le testeur, car les caractéristiques acoustiques de réverbération du lieu d'écoute étaient insuffisantes. Seul 6 questionnaires ont donc été pris en compte pour cette étude.

3. Résultats

Sur les 6 personnes interrogées :

- 1 a testé les programmes avec un message musical,
- 6 ont testé les programmes avec un message vocal,
- 6 étaient dans une pièce très grande et très réverbérante.

Seul le patient ayant écouté le message musical a trouvé une différence de clarté entre les 2 programmes : amélioration de la clarté en directivité fixe, passant de 2 sur 6 à 4 sur 6. Pour les 5 autres, la clarté du message vocal était identique avec les 2 programmes avec une note identique de 3 sur 6.

Pour l'estimation de l'intelligibilité de la parole :

- 1 n'a trouvé aucune différence entre les 2 programmes avec une note de 4 sur 6,
- 5 ont trouvé l'intelligibilité de la parole améliorée avec des notes passant de :
 - 2 à 4 sur 6 pour 1 personne,
 - 3 à 4 sur 6 pour 3 personnes,
 - 4 à 5 sur 6 pour 1 personne.

4. Synthèse

Par le peu de personnes interrogées (seulement 6), et les nombreux paramètres non contrôlables (taille de la pièce, signal sonore et son intensité, position de la source sonore et de l'auditeur, présence de bruits), les résultats de cette étude subjective sont à considérer avec prudence.

Néanmoins, ils laissent penser que, dans une grande pièce très réverbérante, l'intelligibilité de la parole est améliorée grâce à la directivité microphonique des aides auditives. Le ressenti de la clarté du son, quant à lui, ne semble ni détérioré ni amélioré.

Ces résultats sont donc cohérents avec les résultats obtenus grâce aux mesures effectuées sur le mannequin KEMAR et convoluées aux réponses impulsionnelles simulées.

4

Conclusion

Le travail effectué dans cette étude a permis de mettre en évidence l'amélioration modeste, que peut apporter la directivité microphonique sur l'indice de clarté, et par conséquent sur l'intelligibilité de la parole, dans des conditions de fortes réverbérations. Nous avons également montré que, les aides auditives, lorsque les réducteurs de bruits sont désactivés et les réglages de gain linéarisés, ne détérioraient pas les indices de clarté.

On peut cependant se poser la question de l'influence positive, neutre ou négative, sur ces mêmes indices de clarté, des distortions de traitements engendrées par la compression et par les algorithmes réducteurs de bruit.

Ce mémoire montre également que la réponse impulsionnelle associée à la convolution, déjà largement utilisée par les acousticiens pour étudier le comportement acoustique d'une salle, mais aussi pour recréer des environnements sonores précis, est un outil très utile et avec un fort potentiel. L'étude menée ici a été effectuée pour des pièces de type « boîte à chaussure », avec des parois lisses. Elle peut donc servir de base pour une étude qui intégrerait des parois plus complexes, mais aussi la présence d'obstacles.

On peut également penser que la réponse impulsionnelle pourrait être utilisée, en audioprothèse pour la création d'environnements sonores simulés, dans le but de réaliser des tests dans le bruit. L'environnement sonore ainsi reproduit pourrait tenir compte de la réverbération, et donc des effets de cette réverbération sur la parole.



1. PL. De Nanteuil. Dictionnaire encyclopédique du son. Dunod.2012.
2. J.Jouhaneau. Acoustique des salles et sonorisation 2ème édition. Edition Tec&Doc. 2003. Pages 191 à 195.
3. A.Gramez. Etude du comportement acoustique des salles. 10ème Congrès Français d'Acoustique Lyon. 2010.
4. Joël DUCOURNEAU. Cours d'acoustique, D.U. nuisances sonores. Faculté de Pharmacie de Nancy. 2015/2016.
5. Jean-Pierre Lafont. Glossaire des termes et expressions utilisés en acoustique. <http://www.akustar.com/dossiers/glossaireC.htm>
6. Anne Bonneau. Cours de phonétique. 2ème D.E. Audioprothésiste. Faculté de Pharmacie de Nancy. 2015/2016.
7. Assmann & Summerfield. Speech Processing in the Auditory System. Greenberg & W. Ainsworth. Springer Handbook of Auditory Research. 2004. Chapitre : The Perception of Speech Under Adverse Conditions. Pages 231 – 291.
8. The Effect of Reverberation on Speech. Martin Cooke, Madhu Shashanka, Barbara Shinn-Cunningham. Montreal. Novembre 2004.
9. Kévin Rabisse. Caractérisation acoustique d'une paroi à relief dans un local. Rapport de stage Master Professionnel Acoustique des transports, de la ville et de l'environnement. Université du Maine 2013-2014.
10. J. Ducourneau, P. André, A. Faiz, J. Chatillon. Pondération multipolaire utilisée dans les systèmes microphoniques des aides auditives pour amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le bruit. 10ème Congrès Français d'Acoustique. Lyon Avril 2010.
11. M. Auberville, S. Petrauch. Measuring Directionality of Modern Hearing Aids. Canadian Audiologist. Volume 2, Issue 3. 2015.
12. De Sa C., Horsin Molinaro H., Conception acoustique d'une salle – Intérêts du prototypage et principe de conception de maquette, Ecole normale supérieure Paris Saclay, édité le 24/03/2017, publié sur EDUSCOL-STI : <http://eduscol.education.fr/sti/si-ens-paris-saclay>
13. Brian C.J. Moore, Cochlear hearing loss, John Wiley and sons Ltd, second edition, 2007, p201

Audilab, un réseau qui apporte à vos patients, une prise en charge de qualité.



DES VALEURS RECONNUES

Depuis 5 ans, Audilab est l'unique réseau d'audioprothésistes à détenir 3 certifications (ISO 9001, ISO 14001 et NF Service 518) qui affichent de façon objective la prise en charge optimale des patients.

DES VALEURS COMMUNES

Le réseau, composé de plus de 190 centres, est dirigé par des audioprothésistes associés pour favoriser le partage des expériences et la montée en compétences par des sessions de formation.

DES VALEURS NOVATRICES

Les centres sont équipés des toutes récentes innovations technologiques et profitent en permanence des dernières évolutions pour garantir des méthodes d'appareillage des plus précises.

DES VALEURS PARTAGÉES

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

Audioprothésistes, si vous vous retrouvez dans ces valeurs, contactez-nous en toute confidentialité :
02 47 64 64 20 | direction@audilab.fr



Retrouvez nous sur
www.audilab.fr

RÉSEAU
Audilab



Evolution de la dynamique auditive du normo-entendant et du malentendant en fonction de l'environnement sonore

Juliette MAZEAUD Audioprothésiste D.E. - Ecole d'audioprothèse de Fougères - mazeaudjuliette@gmail.com

Mémoire réalisé sous la direction de M. Jean-Pierre FOGEL

1

Introduction

1. Dynamique auditive et environnement sonore

Définir la dynamique auditive est indispensable lors de la prise en charge du patient malentendant. Encadrée par le seuil d'audition (SA) et la limite supérieure de perception, elle détermine la zone de travail de l'audioprothésiste.

En milieu bruyant, la compréhension du porteur d'aide auditive est bien souvent altérée, le confort l'est également. Il est donc pertinent de mesurer l'impact des environnements sonores extérieurs sur la dynamique auditive du patient.

En 2016, Lemasson J.B avait étudié la dynamique auditive du malentendant lorsque cette dernière est mesurée en présence du bruit Fresh. Il a pour cela comparé des seuils subjectifs d'inconfort (SSI) dans le silence et en présence de ce bruit. Les résultats obtenus ont été les suivants : « Le bruit Fresh augmente le SSI des normo-entendants tandis qu'il diminue celui pour des malentendants »

Mais le bruit Fresh, est un outil audiométrique dont les caractéristiques spectrales sont éloignées des bruits environnants de la vie courante. Il a paru intéressant de prolonger cette recherche en faisant varier le bruit perturbant la mesure du SSI.

La problématique de cette étude est donc la suivante : Quelle évolution du seuil subjectif d'inconfort, lorsque celui-ci est mesuré dans différents environnements sonores ?

2. Objectifs de l'étude

Pour répondre à cette question, l'étude a consisté à mesurer des SSI en présence d'environnements sonores variés, sur une population étendue d'individus normo-entendants et malentendants.

En matière de résultats, cette étude vise à montrer :

les variations du SSI chez les individus normo-entendants et malentendants ;

l'influence de la caractéristique spectrale de chaque bruit utilisé sur la valeur du SSI ;

l'existence d'une corrélation entre le degré de surdité et la variation du SSI.

2

Matériel et Méthode

1. Population de l'Etude

La sélection des patients a été faite par le biais d'une anamnèse, d'une otoscopie et d'une audiométrie tonale.

Deux catégories distinctes ont été étudiées : la première catégorie composée de sujets normo-entendants dont le seuil auditif moyen était inférieur à 20 dBHL. La deuxième catégorie était composée de sujets malentendants présentant différents degrés de surdité : légère (20 à 40 dBHL), modérée (40 à 70 dBHL) ou sévère (70 à 90 dBHL).

Les deux populations devaient présenter les critères d'inclusions suivants ; SSI facile à repérer afin d'être le plus fiable possible ; absence d'acouphènes ; absence d'hyperacousie ; absence de bouchon de cérumen, épithéliale ou autre sténose ; absence d'écoulement d'oreille ou autre pathologie ORL ; absence de surdité causée par un traumatisme sonore et enfin une absence d'opération d'oreille moyenne.

Sur 96 patients recrutés, 89 patients ont finalement été testés. On a considéré pour cette étude qu'un sujet = une oreille, le nombre d'oreilles testées est de 169 ; 74 oreilles normo-entendantes et 95 oreilles malentendantes.

2. Choix des environnements sonores

Trois bruits ont été utilisés pour perturber la mesure des Seuils Subjectifs d'Inconfort :

Le bruit Fresh (FREquency Specific Hearing assessment), afin de garder l'outil audiométrique utilisé par M. Lemasson dans son étude.

Le bruit Blanc (BB) dont le spectre en fréquence est très large, en opposition au bruit Fresh afin de pouvoir étudier l'influence de la largeur de spectre sur la variation du SSI.

Le bruit Onde Vocal Global (OVG) de Léon Dodelé. Ce bruit permet une ouverture sur des sons plus « réalistes », plus proches de ceux rencontrés dans la vie courante. Rappelons que l'OVG est un signal représentatif du spectre à long terme de la parole, avec voix de femmes et d'hommes.

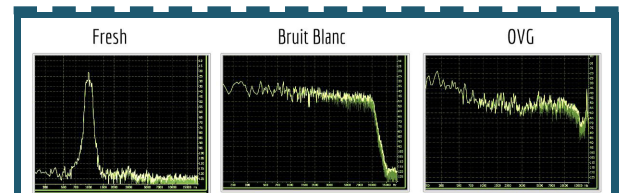


Figure 1. Spectres des bruits Fresh (à 1k Hz), Bruit Blanc et OVG

3. Fabrication des signaux tests

Le but de l'étude était de mesurer, sur une oreille, un SSI en présence d'un bruit perturbant. Cela nécessitait alors une diffusion de plusieurs sons (son pur et bruit) sur un même canal de diffusion.

Un audiomètre bicanal était donc indispensable pour réaliser ce test



et la création de nouveaux fichiers sonores a donc été nécessaire.

Douze pistes stéréos ont été fabriquées par le biais du logiciel Pro Tools. Chacune des pistes de sons étaient configurées de la façon suivante :

- canal droit = bruit ;
- canal gauche = son pur pulsé.

Les bruits Fresh et OVG ont été récupérés dans la base de données du logiciel Otosuite.

Le Plugin TL Master Meter a été utilisé pour analyser le niveau en dB full Scale (dBfs) du bruit Fresh afin d'avoir un niveau de référence à respecter lors de la création des sons.

Le niveau du bruit Fresh était de -6 dBfs. Les sons purs 1kHz, 2kHz, 4kHz, 500 Hz et le bruit blanc ont donc ensuite été générés à un niveau de -6 dBfs avec le plugin natif de Pro Tools Signal Generator.

Les sons purs d'une durée de 250 ms ont ensuite été placés toutes les 250 ms afin de retrouver la pulsation proposée dans l'audiomètre d'Otometrics et préconisé par le CNA.

La dynamique des trois bruits (bruit blanc, OVG et bruit Fresh) a été limitée avec le limiteur L1 Ultramaximizer, plugin de Waves Audio, le but étant de limiter la variation en intensité à 1dB

Les pistes contenant les sons purs ont ensuite été envoyées dans le canal gauche d'un bus stéréo, tandis que les trois bruits ont été envoyés dans le canal droit. Les fichiers créés pour la fréquence 1 kHz ont une durée d'une minute et sont représentés ci-dessous :



Figure 2. Capture d'écran des pistes audio des fichiers sonores

Le niveau des fichiers a été vérifié avec le plugin Phascope. On retrouve bien un niveau de -6 dBfs pour chacun des canaux gauche et droit.

4. Matériel

Les otoscopies étaient réalisées avec Le Vidéo Otoscope, les audiométries étaient pratiquées aux inserts avec l'audiomètre bicanal Astéra II via le Module vocal du logiciel Otosuite.

Les fichiers sonores ont été fabriqués avec le logiciel Protools, le logiciel Microsoft Visual Studio a permis la randomisation des tests. Pour recueillir les données, faire les statistiques et les graphiques les logiciels Excel, R-studio et le package ggplot 2 ont été utilisés.

5. Passation des tests

Après l'anamnèse et l'otoscopie, chaque patient passait une audiométrie tonale se déroulant de la façon suivante :

- Seuil d'audition mesuré avec la procédure de la norme ANSI S3.21.
- Seuil de confort mesuré par la procédure de Victoren, Pascoe, Rainville, Ridel, Couespel. Avec des sons purs, le patient devait indiquer l'intensité qui lui était la plus confortable : « Ni trop fort, ni trop faible ».

- Seuil d'inconfort mesuré avec la procédure de Renard et Wallenfels sans la transposition en dB SPL, et ceci dans quatre situations sonores différentes ; dans le silence et en présence d'un bruit Fresh, BB, et OVG.

La participation du patient n'a pas été demandée lors de la détermination du SSI. La consigne était la suivante :

« Vous allez entendre les mêmes sons mais à des niveaux sonores plus importants. Cette fois-ci, vous n'avez rien à faire. En aucune façon, la perception ne sera douloureuse, mais elle sera simplement très forte. »

La mesure des seuils d'audition et des SSI a été faite sur quatre fréquences : 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz, avec des sons purs pulsés de 2,5 battements par seconde.

Le niveau d'intensité des bruits Fresh, BB et OVG a tout d'abord été placé au niveau de confort du patient. Le son pur était ensuite placé au niveau de confort puis augmenté de façon la plus régulière possible par pas de 2 dB. Le SSI d'inconfort était atteint lorsqu'un signe de désagrément était présenté par le patient (réflexe cochléo-palpébrale, légères crispation musculaire au niveau du visage).

Entre chacun des 4 tests, un délai silencieux de 2 minutes était préconisé.

Mêmes tests effectués sur l'oreille contro-latérale. Ceux-ci s'effectuaient après une pause, sans stimulation sonore, de 5 minutes.

6. Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à partir du logiciel R-Studio.

Un examen graphique de la distribution a été réalisé. Les données ne suivant pas une loi normale, des tests non-paramétriques ont été réalisés. Plus précisément, des tests de Wilcoxon ont été effectués si les données étaient appariées, autrement dit lorsque les mesures ont été faites sur un même sujet ; des tests de Mann-Whitney ont été utilisés lorsque les données étaient indépendantes, c'est-à-dire lorsque les mesures ont été réalisées sur des sujets différents.

Lorsque plus de deux variables étaient à comparer, un test de Friedmann (lorsque les données étaient appariées) ou de Kruskal (lorsque les données étaient indépendantes) ont été réalisés dans un premier temps afin de montrer ou non l'existence d'une différence significative dans le jeu de données. Puis dans un second temps des tests de Mann-Whitney ou Wilcoxon étaient réalisés pour préciser les différences entre les variables deux à deux si nécessaire.

Des statistiques descriptives ont également été effectuées avec la mise en évidence des paramètres de position (moyenne, médiane) et des paramètres de dispersion (variance, écart type), des comparaisons de moyennes ont également été réalisées.

Seulement une partie des tests statistiques effectués pour l'étude sont présentés dans cet article.

3

Résultats

Rappelons que :

∅ *: $p > 0,05$

*: $p < 0,05$

** : $p < 0,01$

*** : $p < 0,001$



1. Normoentendants Vs Malentendants

Afin de comparer les audiométries tonales des individus normos et malentendants, la dynamique auditive a été calculée en soustrayant les Seuils d'auditions aux Seuils subjectifs d'inconforts obtenus (SSI - SA).

Cette dynamique a été calculée pour chaque environnement sonore (Silence, OVG, Fresh et BB) et aux 4 fréquences testées. (Fig. 3)

Les *** correspondent aux résultats des tests de Friedman sur les 4 DA pour chaque fréquence (en haut pour les ME, en bas pour les NE). Chez le NE, la dynamique auditive est plus importante lorsqu'elle

est mesurée en présence de bruits que dans le silence. A l'inverse, chez le ME, la dynamique auditive est plus importante lorsqu'elle est mesurée dans le silence qu'en présence de bruits.

2. Différence d'influence des 3 bruits perturbants sur le SSI

Afin d'étudier l'influence de chacun des trois bruits sur les mesures de SSI, on a calculé la différence Delta : SSI bruit (BB, OVG et Fresh) - SSI Silence. (Fig. 4)

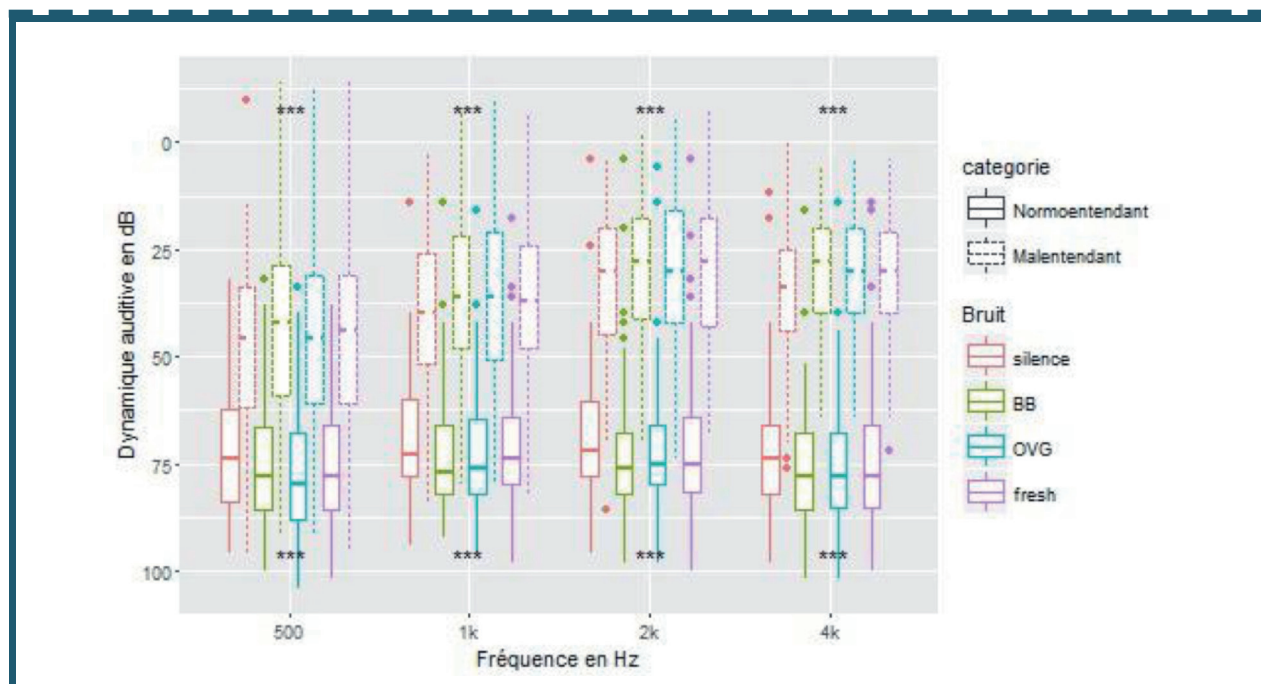


Figure 3. Boîtes à moustaches de la dynamique auditive à chacune des fréquences et pour chacun des quatre bruits en fonction de la catégorie et du bruit

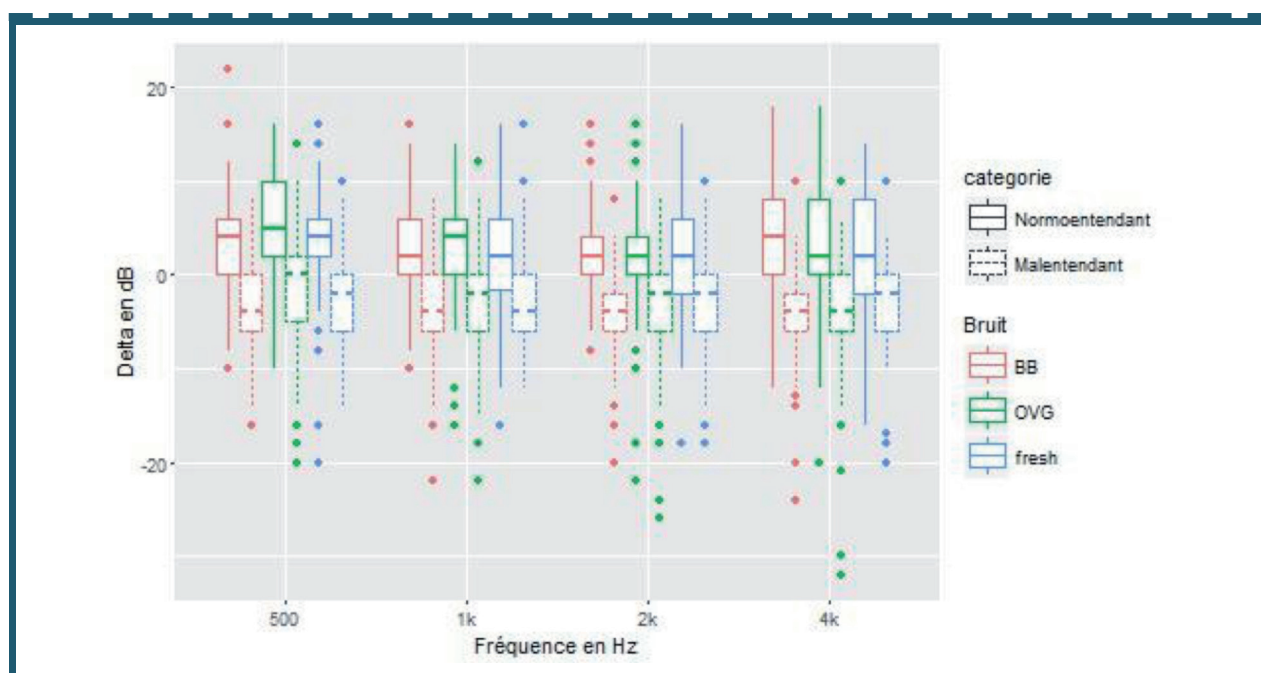


Figure 4. Boîtes à moustaches des différences entre SSI Silence et SSI Bruits aux quatre fréquences testées



Après avoir effectué des Tests de Wilcoxon, on a pu confirmer que la différence SSI Bruits – SSI Silence est positive pour les NE et ce, quel que soient le bruit (BB OVG ou Fresh) et la fréquence (500, 1k, 2k et 4k).

Pour les malentendants, la différence SSI Bruits – SSI Silence est négative et ce, quel que soit le bruit (BB OVG ou Fresh) et la fréquence (500, 1k, 2k et 4k).

Des test de Wilcoxon ont ensuite été effectués afin de comparer deux à deux l'influence de chaque bruit perturbant sur les mesures de SSI, les résultats des tests sont représentés dans le tableau ci dessous :

Bruit Blanc / Bruit Fresh		Bruit Blanc / Bruit OVG		Bruit Fresh / Bruit OVG	
	* 4kHz SSI BB > SSI Fresh	** 500 Hz SSI OVG > SSI BB	** 500 Hz SSI OVG > SSI BB	** 500 Hz SSI OVG > SSI Fresh ** 2kHz SSI Fresh > SSI OVG	** 500 et 1K SSI OVG > SSI Fresh

Figure 5. Comparaison des SSI BB, SSI Fresh et SSI OVG et résultats des tests de Wilcoxon

3. Degrés de surdités et variations des SSI

Le Delta : SSI Bruits (BB, OVG et Fresh) – SSI Silence (Fig. 6)

Pour tous les bruits et toutes les fréquences, on a observé grâce aux tests de Wilcoxon une différence pour les normo-entendants par rapport aux individus atteints d'une surdité légère. La différence est encore plus importante entre les normo-entendants et les surdités modérées. La différence n'a pas pu être étudié pour les surdités sévères dont le groupe était composé d'un nombre d'individus insuffisant.

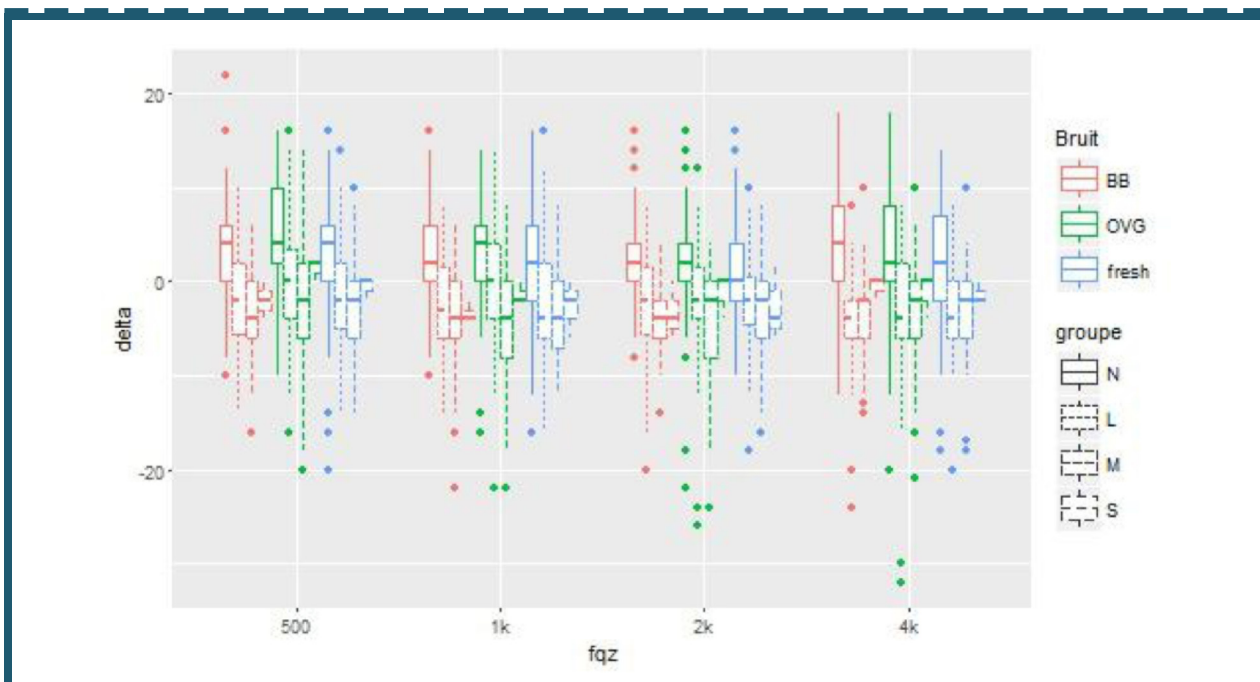


Figure 6. Boîtes à moustaches des SSI Bruits – SSI silence pour les normo-entendants et les différents degrés de surdité (léger, moyen, sévère)

4

Discussion et Conclusion

1. Analyse des résultats dans les populations NE et ME

Tout d'abord, une variation du SSI en présence de bruit perturbant a bien été confirmée. Chez le Normo-entendant, le SSI est plus élevé lorsqu'il est mesuré dans le bruit que dans le silence. C'est l'inverse chez le malentendant.

Dans son étude, Lemasson J.B. avait obtenu, pour les normo-entendants, population composée de 40 sujets, une augmentation moyenne du SSI de 9 dB lorsque celui-ci était mesuré en présence de bruit Fresh. Ici, on retrouve une augmentation moyenne du SSI de 2,5 dB avec le bruit Fresh, sur une population normo-entendante de 74 sujets.

Pour une population malentendante composée de 20 sujets, Lemasson J.B. avait constaté une diminution de 5 dB de la valeur absolue du SSI mesuré en présence du bruit Fresh. Ici, la diminution constatée est de 3 dB sur une population composée de 95 sujets.

2. Comparaison des résultats en fonction des bruits perturbants

Ensuite, l'étude n'a pas permis de mettre en évidence l'influence d'une caractéristique d'un bruit sur cette variation du SSI. La simple présence de l'un des trois bruits lors de la mesure du SSI a permis d'obtenir une variation de celui-ci (positive chez le normo-entendant et négative chez le malentendant).

On notera cependant une influence particulière du Bruit OVG sur la mesure du SSI à 500 Hz. Le SSI alors mesuré est toujours plus élevé que lorsqu'il l'est dans les deux autres conditions bruyantes et ceux, pour les deux populations de l'étude. En effectuant une analyse des spectres des trois bruits on observe que la composition spectrale



à 500 Hz de l'OVG est plus importante que celle du Bruit blanc et du Bruit Fresh. Cela peut alors nous rappeler les courbes d'effet de Masques de Zwicker et Feldtkeller bien que leur étude se base sur des intensités faibles et non sur l'étude d'un seuil supra liminaire.

3. Influence du degré de surdité sur la variation des SSI

Enfin, au sein de la catégorie des malentendants, l'étude a montré une corrélation entre le degré de surdité et la valeur de la variation du SSI. Plus la surdité est importante, plus le SSI prend des valeurs d'intensité faibles lorsqu'il est mesuré en milieu bruyant.

On peut maintenant également noter que plus le degré de surdité est important, plus l'écart (en valeur absolue) entre SSI Silence et SSI Bruits est important.

Lors d'une étude de 1977, Phillion Y. et Lescouflair avaient observé que la diminution de la dynamique était proportionnelle à la gravité de la perte auditive et que cette perte pouvait être corrélée à la valeur du réflexe stapédien. La même année, Handler SD, Margolis RH. observe que chez les patients présentant une surdité au moins modérée, le réflexe stapédien était plus élevé. On peut donc supposer que les systèmes de protection naturelle de l'oreille étant altérés, les sujets malentendants deviennent moins tolérants aux intensités élevées. Cependant en 2004, le mémoire audioprothèse de A. Aubignat démontre qu'il n'y a pas de corrélation entre le SSI et le réflexe stapédien.

4. En pratique

On pourrait élargir le propos en se demandant si le seuil de tolérance aux sons forts est modifié pour les milieux bruyants de la vie courante. Dans ce cas, on confirmerait l'intérêt d'un réglage de gain différent en milieu bruyant pour apporter au patient un confort supplémentaire. Ceci est possible avec les prothèses numériques qui proposent des algorithmes permettant des adaptations du réglage en fonction du milieu. L'abaissement du SSI en milieu bruyant, suggère un réglage avec une limitation des niveaux forts. Cependant, d'après HUGONNET C. et WALDER, « les algorithmes de compression de données, peuvent donner lieu à des phénomènes sonores parasites » (distortion, bruit d'artefact).

Par ailleurs, une augmentation de la compression en milieu bruyant ne ferait qu'accentuer la difficulté de compréhension de la parole puisqu'elle nécessite, d'après Botte et alii, l'exploitation maximale des mécanismes auditifs (ségrégation en flux, perception de la continuité rythmique, etc.). Dans « Hearing Aids », Harvey Dillon rappelle également que pour reconnaître les sons de la paroles, le système auditif doit déterminer quelles fréquences contiennent le plus d'énergie. Une compression trop importante et mal maîtrisée modifiera l'intensité des formants et entraînera une difficulté à les différencier.

Pour prolonger cette étude, plusieurs pistes pourraient être explorées : mesure des SSI dans d'autres environnements sonores ; variation de l'intensité du bruit perturbant ; choix d'autres stimuli permettant de mesurer le SSI ; influence de la variation du SSI sur la compréhension en milieu bruyant, toutes ces recherches visant dans la pratique audioprothétique à résoudre un problème récurrent, le confort du patient en milieu bruyant en préservant au maximum son intelligibilité.

- Benazeth S. et alii. Biomathématiques, analyse, algèbre, probabilités, statistiques. Masson. Ch. 18-19-20. p.333-406. 2004 .Masson.Issy-les-Moulineaux
- Botte M.C., Canevet G., Demany L., Sorin C.. Psychoacoustique et perception auditive. Ch. I-II-IV.p.26-35-32-36-21-61-62-136.. 1988. INSERM. Paris.
- Bourquin M.. Reequilibrage des listes de fournier. Mémoire. Nancy-université. 2007
- Chion Michel. Le son, traité d'acoulogie. p.210-212. Nathan-Université.1998. Paris.
- CNA. Précis Audioprothèse Tome 1, Le bilan d'orientation prothétique. Ch III. p.91 et p.113-117. 1997. Edition du Collège National d'Audioprothèse. France.
- Common Recreational Noise Exposure on Cochlear Nerve Response Amplitude in Humans.Front Neurosci, 2017 ;11:465.
- Delerce X., Gault A. signaux de test et mesure in vivo. Audio infos; 165 : p.3
- Durouchez F.. Analyse Psycho Acoustique de la Notion de Champ Auditif et Implication en Audiologie Prothétique. Mémoire. Université de Rennes 1. 2000
- Etourneux A.. Étude à un niveau supraliminaire de la compression cochléaire avec l'aide du test psychoacoustique de Lüscher et Zwislocki. Mémoire. Université de Rennes 1. 2014
- Fischetti A. . Initiation à l'acoustique 2ème édition. Ch.II. p.48. 2003. Belin. Paris.
- Grinn SK, Wiseman KB, Baker JA, Le Prell CG. Hidden Hearing Loss? No Effect of
- Harvey Dillon. Hearing aids. Ch.I p.2 .2012. Boomerang press. Sydney
- Handler SD, Margolis RH. Predicting hearing loss from stapedial reflex thresholds in patients with sensorineural impairment. Trans Sect Otolaryngol Am Acad Ophthalmol Otolaryngol. 1977. 84(2):425-31.
- H. Gustav Muelleer, Todd A. Ricketts, Ruth Bentler. Speech Mapping and Probe Microphone Measurements. Ch. III. p. 67-68-73. 2017. Plural Publishing INC. San Diego
- Hugonnet C. et Walder P. Théorie et pratique de la prise de son stéréophonique. Ch.I p.11. 2010. Eyrolles. Paris.
- Lantz J. FRESH noise. Otometrics. 2015
- Lasry Y., Del Rio. L'audiométrie vocale dans le bruit en douze questions. 2012. les cahiers de l'audition ; n°6/2012 p.32
- Lehman R. Elements de physio et de psychoacoustique. Ch. I. p. 35-40. 1969. Dunod. Paris
- Zwicker E. et Feldtkeller R..Psychoacoustique – L'oreille récepteur d'information. ch. III-IV-X-XI. p.43-53-62-119-134-147. 1980. Masson. Paris.
- Lemasson Jean-Baptiste sous la direction du professeur Philippe Augé. Nouvelle approche du seuil subjectif d'inconfort tonal : une évaluation dans le bruit. Mémoire. Université de Montpellier, INSERM, CHU Grenoble.2016
- Phillion Y, Lescouflair G. Stapedial reflexes in prebyacusis ans occupational deafness. Audiology. 1977.16(1):38-48.
- Punch J. , Joseph A. et Rakerd B. Most comfortable and uncomfortable Loudness Levels : Six decades of research, Michigan State University, East, Journal of Audiology. American Journal of Audiology. Dec 2004. Vol 13. p.144-157
- Sheppard AM, Chen GD, Manohar S, Ding D, Hu BH, Sun W, Zhao J, Salvi R.. Prolonged low-level noise-induced plasticity in the peripheral and central auditory system of rats. J Neurosci. 2017. 35(9):159-171.
- Sturm JJ, Zhang-Hooks YX, Roos H, Nguyen T, Kandler K. Noise Trauma-Induced Behavioral Gap Detection Deficits Correlate with Reorganization of Excitatory and Inhibitory Local Circuits in the Inferior Colliculus and Are Prevented by Acoustic Enrichment. J Neurosci. 2017 28;37(26):6314-6330.

Innovations à découvrir
à l'AFREPA

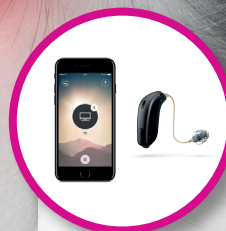
MedRx | Tinnometer et Oticon | Opn

La combinaison parfaite pour accompagner dans le diagnostic et le suivi les patients acouphéniques



ti **Tinnometer**
Revolutionary Tinnitus Assessment

- Unique sur le marché
- Très simple à mettre en place
- Permet d'objectiver l'acouphène ressenti
- Suivi précis et fiable



OTICON | **Opn**

- ◆ Solution de gestion des acouphènes intégrée : Tinnitus SoundSupport
- ◆ Outils de guidance complets
- ◆ Application Oticon ON dédiée
- ◆ Approche 360° de l'environnement sonore et libération de la charge cognitive

Apple, iPhone, sont des marques de commerce d'Apple Inc., déposées aux Etats-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc. Android, Google Play et le logo Google Play sont des marques de commerce de Google Inc.

MedRx

01 41 43 23 23
www.medrx-usa.com

oticon
PEOPLE FIRST

01 41 88 01 50
www.oticon.fr



Evaluation d'une audiométrie de dépistage effectuée sur une application téléphonique et une borne de dépistage pour une population adulte

Chloé PETIT Audioprothésiste D.E. - École d'Audioprothèse de Montpellier - Master "Neuroprothèses sensorielles et motrices"
Sous la direction de Xavier POULAIN, Audioprothésiste D.E., Aix-en-Provence

Résumé

Actuellement, le dépistage auditif en France tarde à se développer et à se généraliser pour la population adulte, malgré un vieillissement de la population. Le but de cette étude est d'étudier et de mettre en avant deux dispositifs présents en France : une application téléphonique Test d'Audition et une Borne de dépistage Odicum. Il a été vérifié leur fiabilité en termes de résultats audiométriques en fonction de la calibration, du lieu de test ainsi que l'influence de l'auto-dépistage. Au cours de cette étude, nous avons fait passer différents tests à 30 personnes malentendantes et 30 personnes normoentendantes. Des résultats obtenus, nous avons pu montrer que i) la calibration des appareils de test est primordiale ii) la subjectivité a une influence négligeable sur la validité des tests iii) toutes deux permettent de déterminer précisément le degré de surdité de la personne testée iiiii) l'environnement sonore a un impact, en particulier dans le cadre de l'application téléphonique.

1

Introduction

Les pathologies du système auditif représentent un problème de santé publique. Les statistiques Européennes et Nord-Américaines montrent que 16 % de la population adulte souffre de troubles auditifs. Avec une population vieillissante le nombre de personnes rencontrant des problèmes d'audition va s'accroître dans les prochaines années. Des études ² ont montré que sur l'ensemble de la population française ayant des problèmes d'audition, 22% de ces personnes ont entre 60 et 74 ans et 43% ont plus de 75 ans. Par ailleurs, il a été mis en avant le rapport entre la surdité et la progression des maladies dégénératives chez les individus âgés notamment ² Une prise en charge précoce des personnes malentendantes permettrait à terme de réduire leur handicap et les coûts associés pour la société. Bien que le dépistage auditif néonatal soit mis en place de manière systématique depuis plusieurs années en France [3], le dépistage auditif chez la population adulte n'est pas aussi systématique. La prise en charge des troubles de l'audition s'en trouve retardée.

Le meilleur moyen d'effectuer un dépistage auditif reste d'aller chez un médecin ORL ou un audioprothésiste pour effectuer une audiométrie tonale. L'examen est effectué par un professionnel, qui utilise des outils normalisés et calibrés pour effectuer le test. L'audiométrie tonale est l'examen le plus classique effectué en cas de dépistage. Il permet d'évaluer la perte auditive en fonction de la fréquence émise et donne une idée quantitative de la perte.

Cependant, les problèmes d'audition étant encore relativement méconnus et mal perçus par le grand public, beaucoup de personnes retardent la prise de rendez vous chez l'ORL ou l'audioprothésiste pour effectuer le dépistage.

Il convient donc de faciliter l'accès de ces dépistages pour améliorer la prise de conscience de la population. Cela passe par d'autres dispositifs accessibles au plus grand nombre, tout en restant le plus fiable possible ^{4,5}. Une première solution va de pair avec le caractère ubiquitaire des dispositifs reliés à internet (ordinateur et smartphones) et qui offrent actuellement des possibilités de calibration spécifique ^{6,7}. On trouve donc aujourd'hui des sites internet et des applications (gratuites ou payantes) qui permettent de tester son audition, via une audiométrie tonale généralement. Le point critique de ces méthodes est fréquemment la calibration des écouteurs. La seconde solution, développée notamment par des fabricants en lien avec le domaine de l'audioprothèse, est de disposer des bornes de dépistage automatisées (et calibrées). Le point critique de cette solution étant l'accessibilité et la facilité d'utilisation des bornes pour le plus grand nombre.

Le but de ce mémoire est d'évaluer deux dispositifs de dépistage auditif de masse disponibles en France : l'application téléphonique nommée Test d'Audition et la borne de dépistage dite la Borne Odicum. Ils seront évalués par rapport à une audiométrie tonale classique réalisée avec un audiomètre calibré. Il sera intéressant notamment de vérifier leur fiabilité en terme de résultats audiométriques (la calibration est-elle présente ? dans quelle mesure ?). Mais aussi d'observer si l'auto-dépistage a une influence sur la validité des résultats. Autrement dit, existe-t-il une différence notable entre un examen effectué par une personne externe et lorsque la personne l'effectue par elle-même. Il sera vérifié si ces tests permettent de définir correctement ou non la présence d'une surdité et si possible le degré de cette surdité. Par ailleurs, nous analyserons, dans la mesure du possible, le milieu sonore dans lequel est effectué le test.

2

Matériel et méthode

1. Population

La population testée est constituée d'un groupe de sujets normoentendants, âgés de 20 à 30 ans (moyenne 24,6 ans) composé de 16 femmes et de 14 hommes et d'un groupe de sujets malentendants, âgés de 60 à 75 ans (moyenne 66,6 ans) composé de 11 femmes et de 19 hommes.



2. Protocole

Une otoscopie était effectuée avant chaque session de mesure afin de vérifier l'intégrité du conduit auditif externe. Ensuite, plusieurs audiométries étaient réalisées dans un ordre aléatoire :

- Une audiométrie classique avec un audiomètre AuricalAud équipé d'un casque circumaural TDH39 avec coques Peltors
- Trois audiométries avec l'application téléphonique Test d'Audition installée sur un Smartphone (Samsung Galaxy 4) équipé soit d'écouteurs Samsung fournis avec le téléphone portable (écouteurs intra auriculaires EO-HS3303WE Weiss) soit d'un casque circumaural K77 Perception de la marque AKG. Le sujet était alors testé 1) par le testeur avec l'application non-calibrée, 2) par le testeur avec l'application calibrée, 3) par lui-même avec l'application non-calibrée.
- Une audiométrie avec la Borne Odicum

Les tests auditifs ont été effectués dans une cabine audiométrique au centre Audition du Pays d'Aix à Aix en Provence et dans certains cas, dans la salle d'attente du même centre d'audioprothèse.

3. Fonctionnement de l'application téléphonique

3.1. Caractéristiques

L'application téléphonique utilisée est appelée Test d'Audition dans sa version française. Elle a été créée par le Département de génie Biomédical et le Département d'Otolaryngologie de l'Université de Wrocław en Pologne et est diffusée sur le marché depuis 2014. Cette application permet d'effectuer une audiométrie tonale sur les fréquences de 125Hz à 16kHz, octave par octave. Il est possible de calibrer l'application suivant deux méthodes d'étalonnage du niveau de sortie de l'appareil. La plage d'application étant limitée, les seuils ne peuvent être testés au-delà de 55dBHL entre 125 et 500Hz et au-delà de 75dBHL à partir du 1000Hz.

Des courbes d'interprétation des résultats en fonction de l'âge peuvent être superposées aux résultats trouvés afin d'avoir une compréhension facilitée des résultats. Il existe deux versions de cette application: une gratuite, disponible et accessible à tous ; et une payante, réservée aux professionnels de l'audition. L'application qui a ici été utilisée est l'application gratuite

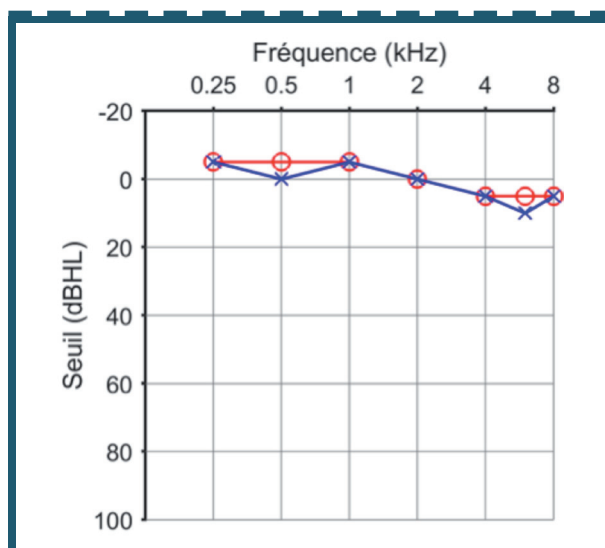


Figure 1. Audiométrie classique du sujet 0, sur lequel l'étalonnage de l'application est basé

3.2. Etalonnage

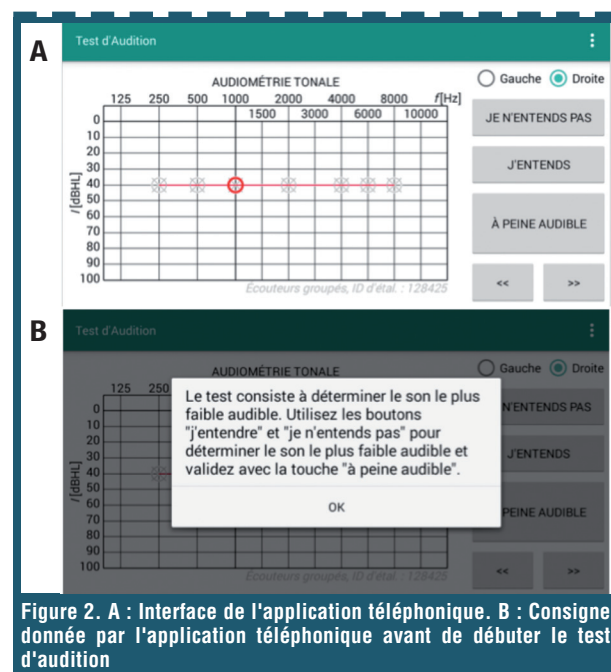
L'application peut s'étalonner de deux manières différentes. La première, consiste à utiliser un smartphone avec des écouteurs référencés dans la base de données de l'application téléphonique. L'étalonnage a alors été effectué par les développeurs de l'application. La deuxième méthode, consiste à créer notre propre étalon à partir des seuils d'audition d'une personne que l'on présume normoentendante. Ainsi, nous créons notre propre courbe référence (0 dBHL) pour un ensemble de fréquences données (cette courbe équivaut à la courbe Minimum Audible Field (MAF) utilisée lors de la calibration des audiomètres classiques, sauf qu'ici elle est basée sur l'audition d'une unique personne). La méthode utilisée pour obtenir cette courbe est une audiométrie de Bekesy effectuée en binaural ; cette méthode semble la plus juste à utiliser d'après l'étude de Masalski^{8,9}. (Fig. 1)

3.3. Réalisation d'une audiométrie

La méthode utilisée pour effectuer une audiométrie sur l'application est assez proche de celle utilisée pour une audiométrie classique. Sur la figure 2, A, vous pouvez voir l'écran qui apparaît lorsque le test commence. (Fig. 2)

Trois touches sont à disposition. Les touches « j'entends » et « je n'entends pas » vont permettre de faire varier de +/- 5dBHL le niveau sonore de la fréquence testée. La touche « à peine audible » permet de fixer le point, c'est-à-dire de valider le seuil d'audition à la fréquence testée et ainsi de passer à la fréquence suivante. Les fréquences sont émises dans l'ordre suivant : 1000 Hz, 500 Hz, 250 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz et 8000 Hz. Le son diffusé est un son pur pulsé émis en continu qui débute automatiquement à 40 dBHL pour chaque fréquence.

Dans le cas où le sujet réalise lui-même l'audiométrie, une consigne lui est donnée par l'application (figure 2, B.). Une fois la consigne lue et comprise, le sujet peut commencer à effectuer le test par lui-même.



4. Fonctionnement de la borne de dépistage

La borne de dépistage Odicum, a été créée par une société Marseillaise qui a travaillé conjointement avec des audioprothésistes consultants et la R&D de la société Biotone Technologie. La société Biotone la vend sous le nom de Borne A.D.N-1. La borne est interactive et permet de tester son audition par soi-même. Les consignes sont données par la borne de manière orale et écrite. Facilement transportable, elle a notamment été mise en place lors du Tour Auto 2016. Elle est actuellement présente dans plusieurs pharmacies et centres d'audioprothèse.



Figure 3. Borne de dépistage

Le test proposé par la borne de dépistage commence par une explication de la consigne. Puis, simultanément à l'émission du son, la borne demande par voie écrite si le son est perçu ou non. Le sujet répond en appuyant sur « Oui » ou « Non » sur l'écran tactile. Différentes fréquences sont testées : 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hz et 8000Hz à trois niveaux sonores fixes : 30dBHL, 50dBHL et 70dBHL. Les fréquences et les niveaux sonores sont émis de manière aléatoire.

5. Mesures acoustiques de l'environnement de test

Pour évaluer l'influence du milieu, il a été mesuré le niveau de pression acoustique du bruit de fond et du temps de réverbération de chaque lieu d'étude (cabine audiométrique et salle d'attente). Ceux-ci ont été mesurés à l'aide du sonomètre NOR 140 positionné de manière centrale dans chaque pièce. Nous avons mesuré le niveau de pression acoustique du bruit de fond sur une durée de 1h00, avec pour unité de mesure le dB(A). La réglementation nous indique que le niveau de pression acoustique du bruit de fond dans une cabine audiométrique doit être égal ou inférieur à 40dB(A) sur une heure. Le temps de réverbération est le temps nécessaire pour que le niveau sonore décroisse de 60 dB de sa valeur initiale après extinction de la source sonore. Pour effectuer cette mesure nous avons utilisé deux ballons de baudruche (un pour chaque pièce) et le même sonomètre N140. Celui-ci était réglé sur le mode T20. Les mesures ont été effectuées par bande d'octave de 63Hz à 8kHz. La source était réglée en impulsionnel et la durée de mesure était égale à 2 secondes.

3 Résultats

1. Résultats de l'application téléphonique

Lors de l'étude de l'application téléphonique, nous avons étudié deux aspects, 1) l'effet de la calibration, 2) l'impact de la subjectivité.

1.1 Effets de la calibration

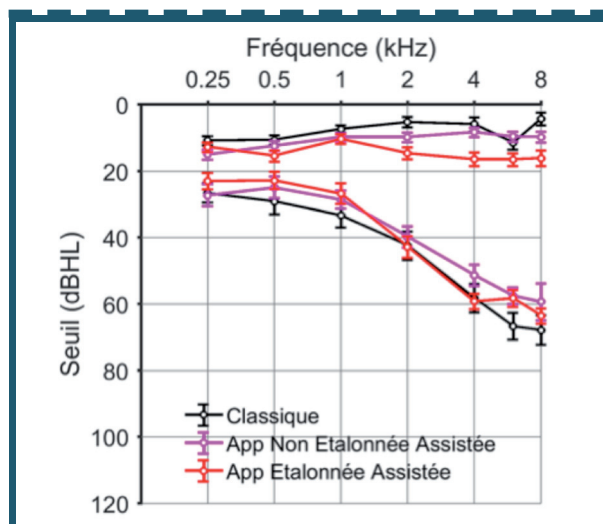


Figure 4. Comparaison des seuils auditifs moyens obtenus avec l'application étalonnée et l'application non étalonnée avec ceux obtenus à l'aide de l'audiomètre classique; n=60, population normoentendante témoin. n=60, population malentendante

On compare dans un premier temps les résultats de l'audiogramme effectué sur l'application téléphonique non étalonnée avec celui de l'application téléphonique étalonnée. Pour la population normoentendante, on obtient des résultats non significatifs pour les fréquences inférieures à 1000Hz inclus et significatifs pour les fréquences supérieures à 2000Hz inclus : on observe ainsi que l'audiométrie sur l'application étalonnée surestime les seuils d'audition par rapport à l'audiométrie sur l'application non étalonnée. Pour la population malentendante, les résultats sont non significatifs pour l'ensemble des fréquences excepté pour le 2000 Hz et le 6000 Hz. L'application étalonnée semble de manière générale sous-estimer les seuils auditifs dans les basses fréquences et les surestimer dans les hautes fréquences. Ces résultats semblent montrer que d'une manière générale l'application non étalonnée sous-estime les seuils auditifs, quelle que soit la population testée.

En étudiant l'audiométrie classique avec l'audiométrie effectuée sur l'application non étalonnée, on obtient pour la population normoentendante des résultats non significatifs sauf pour les fréquences 2000Hz et 8000Hz. Les résultats obtenus sont donc dans l'ensemble très proches. Pour la population malentendante, nous notons que l'écart est non significatif pour les fréquences 250Hz, 500Hz et 2000Hz et est significatif pour les autres fréquences. Sur l'ensemble, l'application téléphonique non étalonnée semble sous-estimer les seuils d'audition par rapport à l'audiométrie classique. Cet écart significatif dans les hautes fréquences peut s'expliquer par le fait que l'application ne peut tester les seuils auditifs au-delà de 75dBHL ; or ici il a été testé principalement des personnes presbycousiques qui pour un certain nombre ont des seuils élevés notamment dans les hautes fréquences.



En comparant les résultats de l'audiométrie classique avec ceux de l'audiométrie effectuée sur l'application étalonnée, pour la population normoentendante, on obtient un écart qui est non significatif pour les basses fréquences et qui est significatif pour les hautes fréquences. L'audiométrie sur l'application téléphonique étalonnée surestime donc les seuils d'audition des personnes normoentendantes testées. Pour la population malentendante, l'écart est significatif pour l'ensemble des fréquences, mis à part pour le 250Hz et le 2000Hz. Pour cette population, on note donc une sous-estimation des seuils dans les basses et hautes fréquences par l'application téléphonique. Pour les fréquences médiums les résultats semblent être concordants. Cet écart majoritairement significatif peut provenir du fait que l'étalonnage sur l'audition d'une seule personne normoentendante, dont les seuils auditifs ne sont pas parfaitement tous situés à 0dBHL.

Pour conclure concernant la comparaison avec l'audiométrie classique nous constatons, dans le cadre de la population normoentendante, que les résultats de l'audiométrie sur application non étalonnée sont plus proches de l'audiométrie classique que les résultats de cette dernière avec ceux de l'audiométrie sur application étalonnée. Le phénomène inverse se passe dans le cadre de l'étude de la population malentendante.

1.2 Effets de la subjectivité

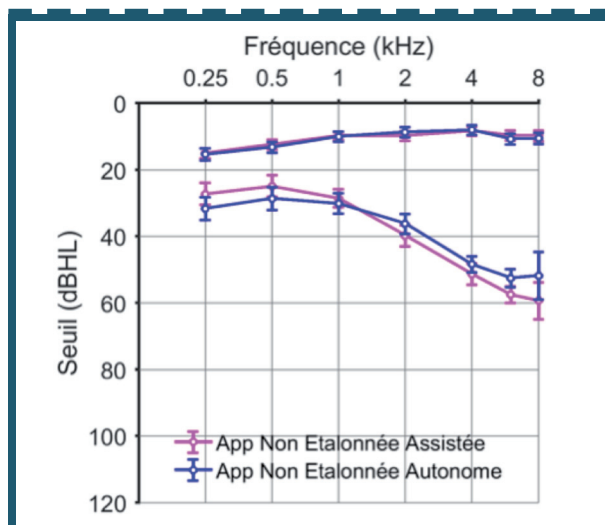


Figure 5. Comparaison des seuils auditifs moyens déterminés de manière autonome par le sujet avec ceux déterminés de manière assistée ; n = 60, population normoentendante témoin. n = 60, population malentendante.

Pour les deux populations, l'écart entre les seuils auditifs obtenus de manière assistée (c'est une personne extérieure qui fait effectuer le test au sujet testé) et ceux obtenus par le sujet lui-même est non significatif pour l'ensemble des fréquences testées. Ainsi, l'influence de la subjectivité est très faible et n'a donc pas d'impact notable sur la fiabilité des résultats obtenus avec l'application téléphonique.

1.3 Etude globale des résultats obtenus avec l'application

Nous étudions également la précision de l'application téléphonique sans tenir compte de la fréquence d'émission cette fois-ci. Nous constatons que quelle que soit la configuration choisie pour l'étude de l'application téléphonique les valeurs sont très corrélées. Les

résultats de celle-ci ont tendance à sous-estimer la perte auditive pour les niveaux élevés, et à les surestimer pour les niveaux faibles. Cette constatation est vérifiée pour les trois types de tests, dont les courbes de régression possèdent un coefficient directeur inférieur à 1. La sous-estimation pour les niveaux sonores élevés est donc d'autant plus importante lorsque l'on tend vers ces derniers. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'application téléphonique a une plage de test limitée à 75dBHL dans les fréquences moyennes et aiguës et à 55dBHL dans les graves.

A l'inverse, pour les niveaux sonores faibles (inférieurs à 15dBHL), l'application a tendance à surestimer la perte auditive. Nous obtenons donc de meilleurs résultats avec une audiométrie classique qu'avec l'application téléphonique pour des bas niveaux sonores.

Si nous observons les résultats globalement, nous pouvons dire que ceux-ci sont plutôt disparates et qu'une variabilité est présente. Celle-ci pourrait s'expliquer en partie par un positionnement fluctuant des écouteurs, d'un patient à un autre, lors de la prise de mesure.

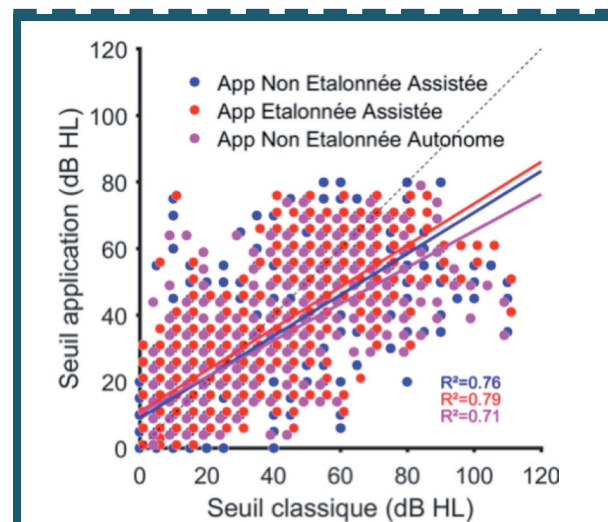


Figure 6. Etude de la variabilité des résultats obtenus entre l'audiométrie classique et selon le cas : l'application non étalonnée assistée (bleu) ; l'application étalonnée assistée (rouge) ; l'application non étalonnée autonome (mauve). n = 120, population malentendante et normoentendante confondue.

2. Efficacité des systèmes de dépistage

La borne n'effectue des mesures qu'à 5 fréquences et 3 niveaux fixes, il n'est donc pas possible d'avoir les seuils exacts des patients, juste une approximation. Cependant il est possible de se fixer des règles pour déterminer s'il y a ou non une surdité et son degré. Il est possible d'obtenir les mêmes informations avec les résultats audiométriques issus de l'application. Les résultats issus des systèmes de dépistage peuvent alors être confrontés à ceux de l'audiométrie classique.

Pour les trois mesures, la perte auditive moyenne (PAM) est la moyenne des seuils aux fréquences 500, 1000, 2000, 4000 Hz. Le patient est considéré comme présentant une surdité si sa PAM est supérieure à 20 dBHL dans le cas de l'audiométrie classique et de l'application et strictement supérieure à 30 dBHL dans le cas de la borne.



Pour les degrés de surdité, dans le cas de l'application et de l'audiomètre ce sont les intervalles standards qui sont utilisés, c'est à dire :

- $20 < PAM < 40$: surdité légère
- $40 < PAM < 70$: surdité moyenne
- $70 < PAM$: surdité sévère

Nous avons dû adapter ces intervalles dans le cas de la borne, car les niveaux testés ont tendances à surévaluer la PAM, pour obtenir des résultats cohérents. Les intervalles utilisés sont donc les suivants :

- $30 < PAM < 50$: surdité légère
- $50 < PAM < 70$: surdité moyenne
- $70 < PAM$: surdité sévère

Pour chaque test et chaque patient nous avons déterminé le degré de la surdité (calcul de la PAM pour chaque) et vérifier si le résultat était bien en accord avec le degré de surdité obtenu à partir des résultats de l'audiométrie classique.

Sur la figure 7, A. nous pouvons voir que pour les surdités légères l'application présente des résultats disparates, sauf lorsqu'il s'agit du test sur Application non étalonnée assistée où l'on voit que le regroupement de points est plutôt concentré. Pour la borne, les surdités légères se situent hors du cadre, dans la partie supérieure : elles sont donc détectées comme des surdités légèrement plus importantes qu'elles ne le sont réellement. Ces points situés hors du cadre s'expliquent par le fait que la borne ne teste qu'à partir de 30dBHL, et ne peut donc pas détecter de seuils inférieurs. On retrouve cette constatation pour notre population normoentendante dont la PAM est largement plus élevée avec la borne qu'avec l'audiométrie classique (points situés largement en-dehors du cadre).

Pour les surdités moyennes, nous trouvons une sous-estimation des seuils avec l'application, ce qui n'est pas le cas pour la borne de dépistage.

Celle-ci possède une majorité de ses points dans le cadre dédié à la surdité moyenne. Enfin, concernant les surdités sévères, nous n'obtenons pas de résultats suffisants pour effectuer une étude concrète.

Nous étudions ensuite la spécificité de chaque test, c'est-à-dire que nous vérifions s'ils répondent bien aux critères demandés. Ici il s'agit en priorité de répondre à la question suivante : le test effectué est-il suffisamment cohérent, sensible et pertinent dans ses résultats pour définir le degré de la perte auditive ? Nous avons dans un premier temps vérifié si chaque système était capable de dire si oui ou non il y avait une perte auditive détectée. Les résultats obtenus montrent que tous possède parfaitement cette capacité (la spécificité et la sensibilité sont pratiquement égale à 1 pour tous). Dans un second temps, nous avons étudié la question en fonction du degré de surdité demandé (une surdité dite légère est-elle bien détectée comme telle ?). Cette fois-ci, les résultats diff rent. Rappelons que notre degré de surdité dit vrai, correspond à celui calculé à partir des résultats audiométriques obtenus à l'aide de l'audiomètre classique. Aux niveaux des résultats, avec l'application, nous trouvons que pour les surdités légères et moyennes la spécificité reste élevée (car proche de 1) par contre elle diminue en sensibilité. Pour les surdités sévères, nos résultats ne sont pas spécifiques. Ceci provient du fait que la population malentendante testée ne comprenait que deux cas de surdité sévère.

  l'inverse, nous constatons que la borne permet d'obtenir des résultats à la fois sensibles et spécifiques, que ce soit pour une surdité légère ou moyenne. En effet, tous nos résultats se situent entre 0.8 et 1 que ce soit pour la sensibilité ou la spécificité. La borne est donc efficace à déterminer le degré de surdité de la personne testée. Voir figure 7, B.

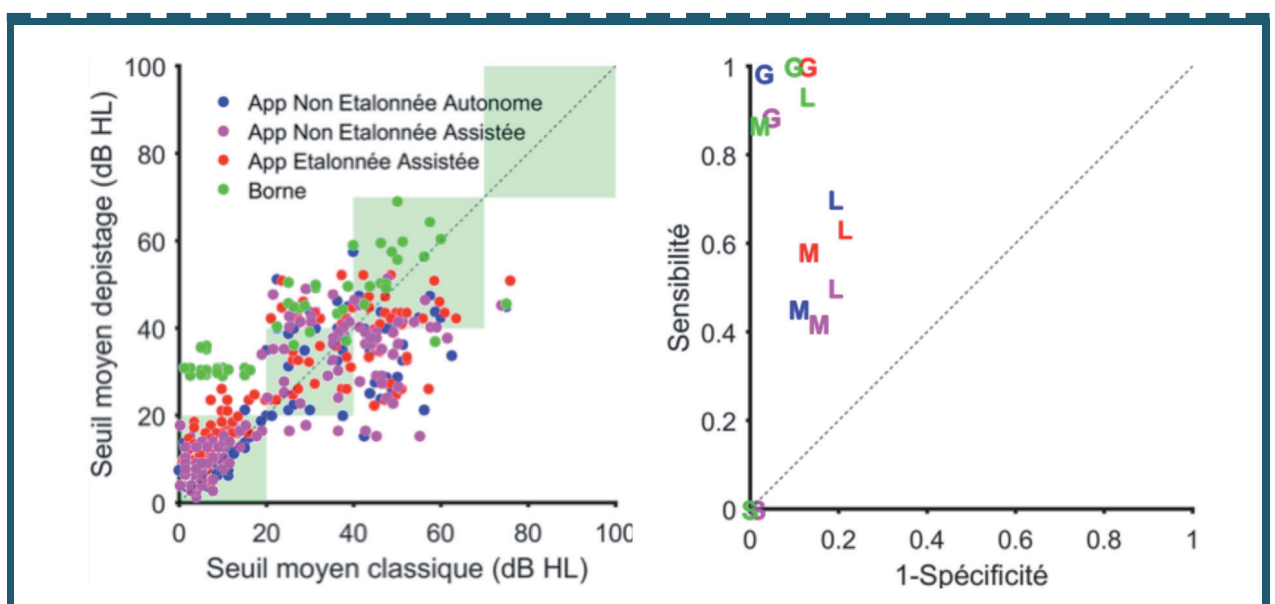


Figure 7. A : Evaluation du classement de la surdité à partir de la perte auditive moyenne (PAM) obtenue avec l'application ou la borne par rapport à la PAM obtenue avec l'audiométrie classique. B : diagramme ROC permettant d'étudier l'efficacité de l'application et de la borne à déterminer s'il y a surdité ou non (G) et si oui à déterminer s'il s'agit d'une surdité légère (L), moyenne (M), sévère (S). n= 120, population normoentendante et malentendante confondue.



3. Evaluation de l'environnement sonore et de son impact sur les résultats audiométriques (application téléphonique et borne de dépistage)

Effectuer l'audiométrie via l'application téléphonique dans la salle d'attente s'est révélé être compliqué, du fait du bruit ambiant. Ce dernier venait soit perturber l'attention du sujet, soit masquait le son provenant des écouteurs. La concentration demandée était trop importante et la durée du test en était rallongée. Il a été impossible de finir le test avec les sujets normoentendants. Pour les personnes malentendantes les résultats étaient hétéroclites, lorsqu'ils avaient réussi à finir le test. Les résultats obtenus sont donc uniquement ceux effectués en cabine audiométrique. De plus, l'application émet un message d'alerte expliquant que les tests ne seront pas fiables dès que le niveau du bruit de fond atteint 30 à 40dB(A).

Pour la borne de dépistage, le test a été effectué uniquement dans la salle d'attente. Les résultats obtenus sont concordants à ceux de l'audiométrie classique.

Nous pouvons donc dire que la borne de dépistage est adaptée pour être utilisée dans des milieux plutôt bruyants contrairement à l'application téléphonique qui nécessite d'être dans un espace calme pour obtenir des résultats probants.

Nous avons mesuré à l'aide du sonomètre NOR 140 le niveau de pression acoustique du bruit de fond (Leq) dans la cabine audiométrique et dans la salle d'attente. Nous avons obtenu un Leq égal à 35,2 dB(A) dans la cabine audiométrique et Leq égal à 53,3 dB(A) dans la salle d'attente. Nous avons également mesuré le temps de réverbération (Tr) de chacune de ces pièces et obtenu un Tr égal à 0,41 s à 500 Hz en cabine audiométrique et égal à 0,58 s à 500 Hz en salle d'attente.

	Cabine audio-métrique	Salle d'attente
Niveau de pression acoustique du bruit de fond (Leq en dB(A))	35,2	53,3
Temps de réverbération à 500 Hz (Tr en secondes)	0,41	0,58

Tableau 1. Résultats des mesures acoustiques effectuées dans la cabine audiométrique et la salle d'attente du centre d'audioprothèse Audition du Pays d'Aix.

Les résultats obtenus dans la cabine audiométrique sont bien en accord avec la réglementation et les résultats obtenus dans la salle d'attente démontrent bien que le bruit de fond présent peut venir interférer dans l'obtention de résultats cohérents (notamment pour l'application téléphonique).

4

Discussion

Nous avons pu noter que la calibration a un impact majeur sur la fiabilité des résultats. Dans le cadre de l'application téléphonique, les résultats diffèrent pour les sujets malentendants et normoentendants. Pour ces derniers, l'application téléphonique surestime légèrement les seuils auditifs de manière générale même si l'écart n'est pas significatif dans le cadre de l'application non étalonnée.

Pour la population malentendante, les résultats obtenus sont surestimés en ce qui concerne les basses fréquences et sous-estimés dans les hautes fréquences. Cette sous-estimation peut s'expliquer par la plage d'application limitée à 75dBHL à partir du 1000Hz.

Pour les deux populations, lors de l'utilisation de l'application avec étalonnage préalable, on observe un écart majoritairement significatif. Ceci s'explique par le fait que l'étalonnage est basé sur les seuils auditifs d'une seule personne, présumée normoentendante.

Ce facteur amène une variable importante dans les résultats, étant donné que l'on part du principe que cette personne entend bien, mais pour autant nous ne sommes pas certains qu'elle ait tous ses seuils à 0dBHL précisément. Pour avoir des résultats plus précis, il faudrait inclure l'audiométrie tonale classique de cette personne dans l'étalonnage, pour obtenir une calibration optimale.

Par ailleurs, nous avons remarqué que la subjectivité a un faible impact sur la validité des résultats. En effet, l'écart entre les résultats obtenus par une personne extérieure et par le sujet lui-même n'est pas significatif. Cette application peut donc être utilisée par une personne n'ayant pas ou peu de connaissances en audiologie pour tester son audition par elle-même.

Une limite persiste, concernant le lieu où est effectué le test. La personne doit en effet effectuer le test dans un lieu calme, très faiblement bruyant, sinon le risque de fausser les résultats augmente tout comme la demande de concentration.

Une autre limite est que nous avons pu constater une variabilité importante au niveau des résultats, qui pourrait s'expliquer en partie par un positionnement fluctuant des écouteurs, d'un patient à un autre.

Toutefois, dans le cadre d'un dépistage, l'application reste un très bon outil de travail. Elle permet d'obtenir à première vue des résultats relativement proches de ceux d'une audiométrie classique et donc permettrait d'orienter la personne sur la nécessité ou non d'aller voir un professionnel de santé pour contrôler son audition.

La borne de dépistage est un outil de travail très intéressant dans le cadre du dépistage. Il va permettre de dégrossir la situation auditive dans laquelle se situe le sujet. Nous pouvons noter que la borne a tendance à surestimer la perte auditive de la personne ; cela est notamment dû au fait qu'elle ne teste que sur trois niveaux sonores. Toutefois, sa facilité d'utilisation et la simplicité de la consigne la rend attractive. De plus, le résultat obtenu est plus facile à comprendre pour la personne que la lecture d'un audiogramme expliqué comme donné sur l'application téléphonique. Par ailleurs, cette borne a montré qu'elle pouvait être utilisée dans des milieux sonores où le niveau de bruit de fond n'a pas nécessité d'être très silencieux. Enfin, nous pouvons noter qu'elle répond parfaitement au critère de détecter et donner le degré de la perte auditive, ce qui est très intéressant dans le cadre du dépistage auditif. Toutefois, rappelons qu'ici le test est effectué de manière binaurale, il ne peut donc pas détecter une surdité unilatérale. Il serait intéressant de faire évoluer la borne, en lui demandant d'effectuer le test de manière monaural.

Ces deux outils permettent donc d'approcher une nouvelle population, composée de personnes ne souhaitant pas forcément faire appel à un professionnel de santé dans un premier temps, pour savoir s'il y a perte d'audition ou non.

Mettre en place ces systèmes dans les salles d'attente de centres médicaux, dans des pharmacies, permettrait ainsi de mettre un dépistage auditif en place plus généralisé, via des outils dont le coût reste faible et intéressant par leur autonomie d'utilisation. A une



échelle plus large, cela permettrait de réduire le coût pour la société ² dans la prise en charge de ces personnes qui présentent des LFA étant donné que leurs problèmes d'audition seraient détectés de manière plus précoce. Comme l'ont montrées certaines études, une prise en charge rapide pourrait aussi limiter le développement des maladies dégénératives associées à la perte d'audition.

5

Conclusion

Dans le cadre du dépistage auditif, l'application téléphonique et la borne de dépistage présentent tout deux des résultats permettant de déterminer si le patient présente ou non des problèmes d'audition. L'application téléphonique, utilisée dans un lieu calme, permet d'obtenir des seuils auditifs proches de ceux d'une audiométrie classique et permettrait d'informer les patients sur le besoin ou non d'aller consulter un médecin ORL. Toutefois, la consigne est plus compliquée et son utilisation plus complexe. La borne de dépistage peut être utilisée dans des milieux plus bruyants et permet de déterminer si la personne entend les sons faibles, médiums et forts pour des fréquences données. Son utilisation est simple et la consigne, claire et précise. Ainsi, dans le cadre du dépistage, il serait intéressant d'orienter les personnes vers une des deux possibilités : l'application téléphonique plutôt pour les personnes de moins de 65 ans et la borne de dépistage pour les plus de 65 ans.

6

Bibliographie

1. **Le handicap auditif en France**, SANDER MS., LELIEVRE F., TALLEC A., et al. 2007. *Dress*, n°71. (consulté le 27 avril 2017). <http://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/serieetud71.pdf>
2. **De Kervasdoue, J., Hartmann, L. 2016. Dossier Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés. Les Cahiers de l'Audition, Vol. 29, n° 5, p.6-32.**
3. **Arrêté du 23 avril 2012 relatif à l'organisation du dépistage de la surdité permanente néonatale JORF n°0105 du 4 mai 2012 page 7915 texte n° 48.**
4. **Bexelius, C., Honeth, L., Ekman, A., Eriksson, M., Sandin, S., Bagger-Sjöbäck, D., et al. 2008. Evaluation of an internet-based hearing test -comparison with established methods for detection of hearing loss. Journal of Medical Internet Research. Vol 10, n°4.**
5. **Honeth L., Bexelius C., Eriksson M., Sandin S., Litton JE., Rosenhall U., et al. 2010. An internet-based hearing test for simple audiometry in nonclinical settings: preliminary validation and proof of principle. OtolNeurotol .Vol 31, n°5, p.708-714.**
6. **Swanepoel, DW., Myburgh, HC., et al. 2014. Smartphone hearing screening with integrated quality control and data management. International Journal of Audiology. Vol 53, n° 12, p. 841-849.**
7. **Masalski M., Kręcicki, T. 2013. Self-Test Web-Based Pure-Tone Audiometry: Validity Evaluation and Measurement Error Analysis. Journal of Medical Internet Research. Vol 15, n°4.**
8. **Masalski, M., Grysiński, T. 2014. Biological Calibration for Web-Based Hearing Tests: Evaluation of the Method. Journal of Medical Internet Research. Vol 16, n°1.**
9. **Masalski, M., Kipiński, L. 2016. Hearing Tests on Mobile Devices: Evaluation of the Reference Sound Level by Means of Biological Calibration. Journal of Medical Internet Research. Vol 18, n°5.**

REXTON

www.rexton.com
www.biotone.fr

*LA BEAUTÉ DU SON,
UNE LEÇON DE BEAUTÉ*

Faites **DÉCOUVRIR À VOS PATIENTS**
les bénéfices d'une adaptation
DISCRÈTE, IMMÉDIATE
ET SANS PRISE D'EMPREINTE,
avec **INOX™ CLICK AND FIT!**



TRUCORE 6^c

Pour une écoute plus naturelle et confortable



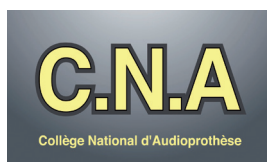
Enseignement post-universitaire

30 nov. & 1^{er} déc. 2018

Cité des Sciences
et de l'Industrie -
La Villette, Paris 19^e



De la perception à la compréhension : applications audioprothétiques



www.college-nat-audio.fr

Secrétariat d'organisation et d'inscriptions

ANT Congrès - audioepu2018@ant-congres.com



124^{ÈME} CONGRÈS

SFORL

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

6 ► 8 OCTOBRE 2018
PALAIS DES CONGRÈS DE PARIS

124^{ème} congrès de la SFORL

Samedi 6 octobre au lundi 8 octobre 2018
Palais des Congrès de Paris

Société savante, plus que centenaire, la Société Française d'ORL et de Chirurgie de la Face et du Cou accueille en son sein plus de 2600 membres dont plus de 700 membres correspondants étrangers.

Elle a pour but le développement scientifique de la spécialité et contribue à ce titre, à l'organisation de la plus grande manifestation ORL française et francophone par le Congrès National.

Le niveau scientifique et la qualité de l'exposition de ce congrès en font la manifestation scientifique incontournable de notre spécialité et permet de faire connaître un développement scientifique et technologique en progrès permanent.

Elle représente et défend également les intérêts de la spécialité par l'élaboration de recommandations, la présentation de rapports annuels thématiques et la participation à des actions de formation continue.

La SFORL constitue donc un lieu d'échange privilégié, réservé à tous les ORL quel que soit leur lieu et leur mode d'exercice, et leur génération.



Inscriptions : <http://congres-sforl.fr/inscription/>

Colloque de la Société Française d'Audiologie (SFA) 2018

« COMPRENDRE DANS LE BRUIT »

Lundi 8 octobre 2018

Sur le site du Congrès de la SFORL

Palais des Congrès de Paris

14h00 - 14h15 : Introduction : Arnaud COEZ, Président de la SFA

14h15 - 14h45 : Le caractère masquant des différents types de bruits Christian MEYER-BISCH

14h45 - 15h05 : Explorer l'audition en situation bruyante : quel(s) test(s) ? Christophe VINCENT

15h05 - 15h25 : La prise en charge orthophonique pour faciliter la compréhension dans le bruit. Yannick BELOUARD & Elodie LACORE

15h25 - 15h45 : Comment évaluer et prendre en charge les difficultés de l'enfant dyslexique en situation compétitive d'écoute. Evelyne VEUILLET & Hung THAI-VAN

15h45 - 16h00 : Evaluation de l'effort d'écoute dans

le silence et dans le bruit par la pupillométrie chez les patients implantés cochléaires. Isabelle MOSNIER, Francesca YOSHIE-RUSSO & Michel HOEN.

16h00 - 17h00 : Table Ronde : l'audiométrie vocale dans le bruit: intérêt et choix des tests dans le diagnostic des surdités et dans l'évaluation de la réhabilitation. Modérateur : Frédéric VENAIL

17h30 - 18h00 : Assemblée Générale de la SFA

**Inscriptions uniquement à la session
de la Société Française d'Audiologie**

**Inscriptions au colloque
sur le site de la sforl :**

<http://congres-sforl.fr/inscription/>

Tarif pour les orthophonistes :

- 80 euros pour le colloque SFA (lundi 8 octobre 14h-17h)
- 135 euros (150 euros après le 23 juillet) pour le congrès de la Société Française d'ORL (SFORL, du 6 au 8/10) + le colloque SFA

ACOUPHÈNES :
Quoi de neuf ?

9^{ème} colloque
AFREPA

Association Francophone des Équipes
Pluridisciplinaires en Acouphénologie

Comité scientifique:

Dr Julie BESTEL
Dr Didier BOUCCARA
Dr Marie-José FRAYSSE
Dr Alain LONDERO
Roselyne NICOLAS
Dr Arnaud NORENA

**Palais des
Congrès
de Versailles**

14 et 15 septembre 2018



9^{ème} Colloque AFREPA <



Cher(e)s collègues, Cher(e)s ami(e)s,

Après Lyon en 2017, c'est au Palais des Congrès de Versailles que l'Association Francophone des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie (AFRÉPA) vous donne rendez-vous, les 14 et 15 septembre 2018, pour la 9^{ème} édition de son Colloque annuel.

Au fil des années, cette réunion francophone de l'Acouphénologie est devenue le grand rendez-vous multidisciplinaire de l'année, à la fois attendu des professionnels et indispensable à l'amélioration de la prise en charge des patients. Dans cet esprit de partage de compétences, d'ouverture, et de convivialité qui caractérise notre Association, les échanges scientifiques y sont toujours nombreux et fructueux, propices à l'émergence de nouveaux projets et de nouvelles idées, permettant de faire évoluer les pratiques pour le plus grand bénéfice de nos patients souffrant d'acouphènes.

Médecins ORL, Audioprothésistes, Sophrologues, Ostéopathes, Psychologues..., nous vous attendons tous cette année encore, nombreux, à Versailles pour ce Colloque AFRÉPA 2018,

Au plaisir de vous y retrouver,

Bien amicalement,

Dr Alain LONDERO



PALAIS DES CONGRÈS DE VERSAILLES

Place du Château - 10, rue de la Chancellerie - 78000 Versailles

En transport en commun :

RER : ligne C, station Versailles Rive Gauche - Versailles Château

BUS : ligne 171 depuis Pont de Sèvres, station Place du Château

En avion :

Depuis l'Aéroport Roissy Charles De Gaulle : 1h10min avec RER B + RER C

Depuis l'Aéroport d'Orly : 1h15min avec ORLY RAIL + RER C

En voiture :

Depuis A13 : sortie Versailles Château ou Le Chesnay / Versailles Centre / Marly-le-Roi

Depuis A86 : sortie Versailles Château

Depuis A13 : sortie Le Chesnay / Versailles Centre / Marly-le-Roi



VENDREDI 14 SEPTEMBRE

- 13h30 Emargement, café d'accueil au sein de l'exposition
SESSION PLÉNIÈRE
- 14h00 Introduction
Dr Alain LONDERO (Paris)
et Pr Pierre BONFILS (Paris)
- 14h30 Acouphènes et médias
Dr Michel CYMES (Paris)
- 15h00 Troubles somatoformes
Pr Cédric LEMOGNE (Paris)
- 15h30 Le big data
Yves LASRY (Nantes)
- 16h00 Statistique pour statophobes
Dr Julie BESTEL (Versailles)
- 16h30 Pause au sein de l'exposition
- 17h00 Atelier / Table Ronde 1
- **Implant Cochléaire : acouphène, une nouvelle indication ?**
Pr Alexis BOZORG-GRAYELI (Dijon),
Dr Diane LAZARD (Paris), Mathieu ROBIER (Tours)
et Pr Mathieu MARX (Toulouse)
- Atelier / Table Ronde 2
- **Nouveautés dans la prise en charge : Maladie de Menière.**
Dr Didier BOUCCARA (Paris)
et Dr Charlotte HAUTEFORT (Paris)
- Atelier / Table Ronde 3
- **Nouveaux protocoles sophrologiques / psychothérapeutiques.**
Patricia GRÉVIN (Paris-Cabourg)
et Philippe PEIGNARD (Paris)
- Atelier / Table Ronde 4
- **Hyperacousie Up-to-date et nouvelles stratégies de rééducation sonore.**
Dr Alain LONDERO (Paris) et
Audioprothésistes (orateurs à confirmer)
- 18h15 Fin de la journée
- 19h00 Départ pour le dîner

SAMEDI 15 SEPTEMBRE

- 8h00 Emargement, café d'accueil au sein de l'exposition
SESSION PLÉNIÈRE
- 8h30 Acouphène et attention. *Dr Olivier COUBARD (Paris)*
- 8h50 L'acouphène vu par l'orthophoniste.
Emile ERNST (Paris)
- 9h10 L'acouphène vu par le psychologue.
Nicolas DAUMAN (Poitiers)
- 9h30 Hypnose médicale et hypnose spectacle.
Romain PAWLAK (Bordeaux)
- 9h50 Rééducation auditive. *Dr Carole MOUSSET (Paris)*
- 10h10 Stress et acouphènes. *Sylvie HÉBERT (Montréal)*
- 10h30 Pause au sein de l'exposition
- 11h00 Atelier / Table Ronde 1
- **Avenir prévention / prise en charge sociale.**
Roselyne NICOLAS (France Acouphène)
et Mutuelle (orateur à confirmer)
- Atelier / Table Ronde 2
- **Nouvelles stratégies acouphénométrie/inhibition résiduelle.**
Dr Arnaud NORENA (Marseille)
et Audioprothésistes (orateurs à confirmer)
- Atelier / Table Ronde 3
- **Nouvelles stratégies d'audioprothèse.**
Dr Alain LONDERO (Paris)
et Philippe FOURNIER (Marseille)
- Atelier / Table Ronde 4
- **Acouphène somato sensoriel : Up to date.**
Pr Michel KOSSOWSKI (Paris),
Dr Jean-François PAGENEL (Paris),
Dr Jean-Charles KOHAUT (Paris)
et Dominique SUSINI (Paris)
- 12h00 Cocktail déjeunatoire au sein de l'exposition
- 13h00 Méthodologie : comment mesurer l'effet d'un traitement ?
Pr Deborah HALL (Nottingham)
- 13h30 Modèles centraux : le cerveau dans tous ses états.
Pr Dirk DE RIDDER (Nouvelle-Zélande)
- 14h00 Imagerie fonctionnelle de l'acouphène.
Dr Audrey MAUDOUX (Liège)
- 14h20 Stimulations cérébrales et acouphènes.
Pr Jean-Pascal LEFAUCHEUR (Créteil)
- 14h40 Neuro-Feedback Une nouvelle approche thérapeutique. *Robin GUILARD (Paris)*
- 15h00 Pause au sein de l'exposition
- 15h30 Traitement des acouphènes pulsatiles.
Pr Georges RODESCH (Suresnes)
- 15h50 Chirurgie de l'oreille moyenne et acouphènes.
Pr Denis AYACHE (Paris)
- 16h10 Interactions visuelles/ auditives.
Dr Zoi KAPOULA (Paris)
- 16h30 Philosophie de la douleur chronique.
Cynthia FLEURY (Paris)
- 16h50 Stratégie d'orientation des patients.
Dr Marie-José FRAYSSE (Toulouse)
- 17h15 Clôture du congrès



9^{ème} colloque
AFREPA
Association Francophone des Équipes
Pluridisciplinaires en Acouphénologie

Palais des Congrès de Versailles
14 et 15 septembre 2018

Bulletin d'inscription et règlement à l'ordre
de l'AFREPA à retourner par courrier à :



ASconnect
événement

14 rue Piètrus Joubert - 44300 Nantes
Tél. / Fax 02 40 20 15 95
www.asconnect-evenement.fr

- Médecin ORL Audioprothésiste Sophrologue Chef de Clinique
 Etudiant en audioprothèse (joindre justificatif) Interne en ORL (joindre justificatif) Autre

Nom Prénom

Etablissement

Adresse

Code postal Ville Pays

E-mail Tél

(obligatoire pour la confirmation d'inscription)

Règlement :

- Par chèque bancaire à l'ordre de "AFREPA 2018"
 Par virement bancaire : **IBAN** FR76 1310 6005 0030 0137 3021 715 - **BIC** AGRIFRPP831
Merci de joindre une copie de votre justificatif.

Hébergement

Liste d'hôtels disponible sur le site : www.asconnect-evenement.fr

Transport

Des tarifs préférentiels ont été mis en place avec AIR FRANCE et la SNCF :

AIRFRANCE /

<http://globalmeetings.airfranceklm.com>

Code identifiant : 32824AF



Je désire un fichet SNCF

Frais d'inscription <i>(cochez votre choix)</i>	Avant le 30 juin 2018	A partir du 1^{er} juillet 2018
Membre AFREPA		
Médecins, Chefs de clinique, Audioprothésistes		
<input type="checkbox"/> Vendredi et samedi	180 €	220 €
<input type="checkbox"/> Vendredi ou <input type="checkbox"/> Samedi	100 €	120 €
Sophrologues, Psychologues		
<input type="checkbox"/> Vendredi et samedi	130 €	170 €
<input type="checkbox"/> Vendredi ou <input type="checkbox"/> Samedi	80 €	100 €
Non Membre AFREPA		
Médecins, Chefs de clinique, Audioprothésistes		
<input type="checkbox"/> Vendredi et samedi	250 €	275 €
<input type="checkbox"/> Vendredi ou <input type="checkbox"/> Samedi	150 €	165 €
Sophrologues, Psychologues		
<input type="checkbox"/> Vendredi et samedi	200 €	225 €
<input type="checkbox"/> Vendredi ou <input type="checkbox"/> Samedi	120 €	135 €
Interne et Etudiant (joindre justificatif)		
<input type="checkbox"/> Vendredi et samedi	90 €	120 €
<input type="checkbox"/> Vendredi ou <input type="checkbox"/> Samedi	70 €	100 €
<input type="checkbox"/> Dîner du vendredi	70 € x/pers.	70 € x/pers.
TOTAL GÉNÉRAL € €

Aucun remboursement ne sera effectué après le 15 août 2018

Choix de l'atelier VENDREDI	17h-18h15	Choix de l'atelier SAMEDI	11h-12h00
Numéro de l'atelier		Numéro de l'atelier	

Un seul choix par plage horaire

Les ateliers seront pourvus dans l'ordre de validation des inscriptions et dans la limite des places disponibles.

A

Le

Signature

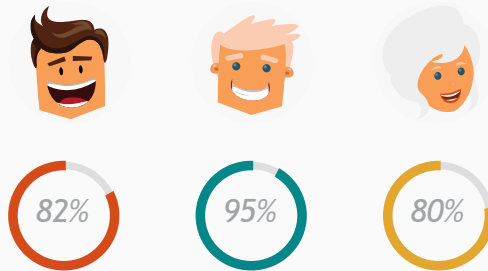


Satisfaction patient

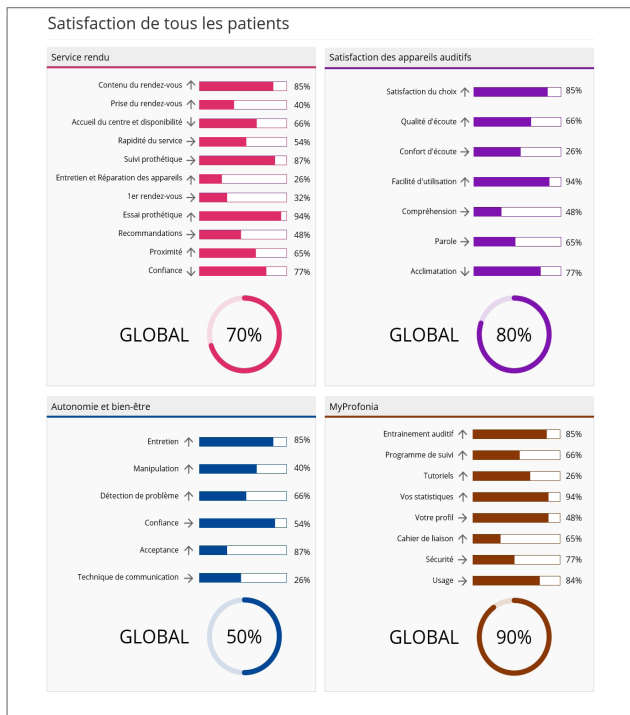
mesure de la qualité en temps réel*

Simple et rapide


Adapté aux personnes avec une perte de motricité fine



Pour l'audioprothésiste

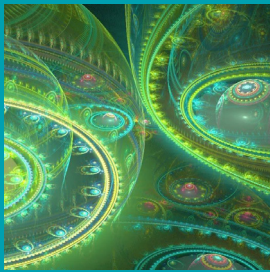


-  SERVICE RENDU
-  APPAREIL AUDITIF
-  AUTONOMIE ET BIEN-ÊTRE
-  SATISFACTION GLOBALE

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

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

profonia.com



Veille Technique

Les innovations des industriels

PHONAK life is on

Les oreilles sont les portes du cerveau



Introduction

Les avancées dans les domaines de la connaissance de la plasticité cérébrale, de la privation auditive et des périodes essentielles dans le développement du langage ont déplacé la concentration de la gestion auditive des oreilles vers le cerveau. Même s'il est important de comprendre comment l'oreille moyenne, la cochlée et le nerf auditif gèrent les signaux / vibrations auditifs, il est plus important de comprendre comment le cerveau interprète les éléments linguistiques. L'oreille est la structure qui capte le son et dirige cette information auditive au cerveau, mais c'est le cerveau qui gère le langage. L'audition peut donc se définir comme une perception de l'information auditive par le cerveau. La gestion auditive est passée à un nouveau niveau : nous reconnaissons désormais le cerveau comme étant la destination finale de toutes les informations auditives. Bien que la source de la perte auditive soit presque toujours identifiable au niveau des structures de l'oreille externe, moyenne et interne, la véritable « audition », au sens de la gestion et de la construction d'un message linguistique significatif,



fait appel à la participation et l'interaction actives de plusieurs zones du cerveau. Grâce à ce document de synthèse, les audioprothésistes pédiatriques pourront se servir des connaissances scientifiques de base de la neuroplasticité et de la privation auditive, et transformer ces informations en discours expliquant la perte auditive et les bénéfices que la technologie auditive peut apporter de manière compréhensible pour les familles qui ont choisi comme résultats souhaités l'audition et le langage parlé.

L'histoire des portes du cerveau : la perte auditive n'impacte pas uniquement les oreilles



Les humains sont dotés de structures sensorielles incroyables qui captent les données de l'environnement et transforment ces informations en impulsions chimioélectriques ou neuroélectriques pouvant être analysées par le cerveau. Par exemple :

- Nous sentons avec notre cerveau ; notre nez représente la voie utilisée par les stimuli olfactifs pour atteindre le cerveau, mais la perception de l'odeur se produit dans le cerveau.

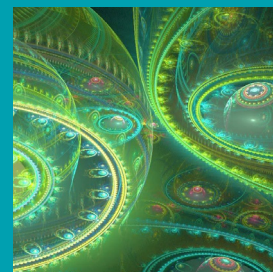
- Nous voyons avec notre cerveau ; nos yeux sont l'entrée par laquelle les informations visuelles / optiques arrivent au cerveau, mais la véritable compréhension de ce que l'on voit se produit dans le cerveau.

- Nous entendons avec notre cerveau ; en effet, nos oreilles sont les portes par lesquelles les informations auditives / sons arrivent au cerveau, mais la véritable audition se produit dans le cerveau.

Par conséquent, la perte auditive est principalement un problème lié au cerveau, et non pas à l'oreille.

La perte auditive peut être décrite comme un problème de porte. La perte auditive bloque cette porte de différentes manières et à des degrés différents, allant d'une petite gêne à une gêne complète, empêchant un signal auditif clair d'emprunter la voie auditive et d'atteindre le cerveau. L'apprentissage de la parole et de la lecture et l'acquisition de connaissances sur le monde exigent des informations auditives. Un manque d'informations claires arrivant au cerveau est un problème grave qui va interférer avec l'apprentissage de l'écoute, de la parole, de la lecture et du développement des relations sociales de l'enfant. Heureusement, nous avons un moyen de franchir la porte : les technologies auditives.

Les technologies auditives (comme les aides auditives, les implants cochléaires, les appareils à ancrage osseux et les systèmes de microphone à distance) sont conçues pour franchir la porte et permettre l'activation, la stimulation et le développement des voies



neuronales auditives grâce aux informations auditives, y compris le langage parlé. Par conséquent, le but du port de technologies auditives est de délivrer les informations auditives au cerveau en passant par la porte. Il n'existe aucune autre raison. Les résultats au niveau du langage parlé et de l'audition de l'enfant pour leur part ne sont pas déterminés par 16 000 cellules ciliées (ou probablement beaucoup moins) ou par 30 000 fibres de nerf auditif, mais par 100 milliards de neurones dans le cerveau qui traitent 100 000 milliards d'instructions à la seconde (Kral et al., 2016).

Une fois que les technologies auditives franchissent la porte et délivrent les informations auditives au cerveau, le cerveau de l'enfant doit être stimulé et enrichi en connaissances (Hart et Risley, 1999 ; Hirsh-Pasek et al., 2015 ; Suskind, 2015). Ainsi, l'appareillage du « dispositif de porte » approprié par un audioprothésiste n'est que la première étape dans le développement du réseau neuronal et de la base de connaissances de l'enfant. L'enfant doit par la suite porter l'appareil au moins 10 heures par jour et être immergé dans un environnement familial axé sur la richesse du langage tout en étant suivi par un professionnel du langage parlé et écouté (McCreery et al., 2015). Encouragez les membres de la famille à parler à l'enfant, à lire et à chanter dans la langue familiale, pour un développement optimal du cerveau. L'audition est un tremplin vers la cognition.

Développement du cerveau auditif

La neuroplasticité fait référence à la malléabilité du cerveau et à sa capacité à grandir, à se développer et à modifier sa structure en fonction de stimulations externes (Chermak, Bellis et Musiek, 2014 ; Kilgard, Vasquez, Engineer et Pandya,

2007). La neuroplasticité est plus grande durant les premiers trois ans et demi de la vie (Sharma, Campbell et Cardon, 2015). Plus le nourrisson est jeune, plus le cerveau a de neuroplasticité (Kral, 2013). Cette croissance rapide du cerveau du nourrisson exige une intervention rapide, comprenant généralement une amplification et/ou une implantation cochléaire. Si des informations auditives claires et intactes sont reçues, c'est donc de cette façon que le cerveau sera organisé. À l'inverse, si la perte auditive non gérée filtre une partie ou la totalité des sons d'un discours avant d'atteindre les centres auditifs du cerveau, alors le cerveau sera organisé différemment et sera confronté à un manque d'informations auditives nécessaires (Kral et al., 2016).



Privation auditive

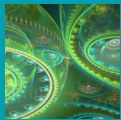
Le cerveau est un système dynamique, auto-organisé, qui se développe en se basant sur des expériences réciproques entre activité neuronale et stimulation de l'environnement (Cardon, Campbell et Sharma, 2012). Par conséquent, des changements interviennent dans la structure du cerveau lorsque le cerveau est privé d'informations auditives. La privation auditive a des effets étendus sur le développement du cerveau, affectant la capacité à gérer les informations même au-delà du système auditif (Kral et Sharma, 2012). Si l'oreille / la porte reste fermée, la connectivité effective du cerveau est modifiée au sein du

système auditif, entre les systèmes sensoriels et entre le système et les centres auditifs traitant des fonctions neurocognitives d'ordre plus général (Kral et al., 2016). Par conséquent, les restrictions dans l'expérience auditive pendant le développement peuvent affecter le fonctionnement neurocognitif bien au-delà du langage parlé.

Preuve naturelle de l'importance de l'enrichissement neuronal auditif

À la différence de nos yeux, nous ne pouvons pas «fermer» nos oreilles. Le cerveau des enfants ayant une ouïe normale est exposé aux stimuli auditifs 24 heures tous les jours. Le cerveau des enfants souffrant d'une perte auditive a accès aux sons uniquement lorsqu'ils portent des appareils auditifs, soit bien moins que 24 heures par jour. Malheureusement, aucun de nos appareils auditifs actuels, y compris les implants cochléaires et les aides auditives, n'est conçu pour être utilisé 24 heures sur 24. Pourtant, notre cerveau est conçu naturellement pour une stimulation auditive en continu, même pendant le sommeil. Les parents rapportent souvent que leurs enfants souffrant de perte auditive demandent à porter leurs appareils auditifs pendant leur sommeil.

Une autre preuve naturelle du pouvoir de l'audition réside dans le fait que l'oreille interne est complètement développée au cinquième mois de gestation. Par conséquent, un fœtus humain se développant normalement bénéficie potentiellement de 4 mois de stimulation auditive du cerveau in utero (Simmons, 2003). Moon et al. (2013) ont trouvé que la perception phonétique du nourrisson peut être mesurée peu après la naissance en notant des différences de réaction à des voyelles familières par



rapport à des voyelles non familières. Par conséquent, le langage ambiant comme les paroles de la mère, auxquelles est exposé le cerveau des fœtus in utero, affecte leur perception du langage familial au niveau phonétique. Vers l'âge d'un an environ, ou après 16 mois d'écoute significative et interactive (y compris l'exposition auditive prénatale), un enfant ayant une ouïe normale commence à produire des mots. L'élément clé est que cette « période d'écoute » ne peut pas être évitée, et un enfant dont le cerveau a manqué des mois d'accès à des signaux auditifs doit compenser ce manque (Hirsh-Pasek et al., 2015). Le cerveau exige une grande expérience d'écoute pour s'adapter correctement au signal vocal. Ce qui importe, c'est que les nourrissons entendent également leurs propres vocalisations, créant un retour auditif essentiel à la motivation de leurs premières vocalisations (Fagan, 2014).

Entendre et écouter, est-ce la même chose ?



Il y a une distinction entre entendre et écouter. Entendre, c'est percevoir des informations auditives par le cerveau, résultant de données auditives reçues par l'oreille / la porte. En revanche, écouter, c'est prêter attention intentionnellement à des informations auditives, comme en témoigne l'activation du cortex préfrontal (Musiek, 2009).

Il faut d'abord pouvoir entendre afin de pouvoir apprendre à écouter. Lors d'une thérapie parentale ciblée sur le langage parlé et l'audition, les parents et les praticiens se concentrent sur l'utilisation de stratégies d'intervention afin de développer et d'améliorer l'audition, le langage parlé et les compétences cognitives de l'enfant grâce à des technologies adaptées et programmées par l'audioprothésiste (Cole et Flexer, 2016 ; Dornan et al., 2010 ; Estabrooks, MacIver-Lux et Rhoades, 2016).

Afin que le cerveau d'un enfant soit à la fois un cerveau qui entend et un cerveau qui écoute, il faut entretenir l'attention et la mémoire de travail. L'entraînement doit se faire dans des conditions acoustiques favorables (Doidge, 2007).

L'enrichissement du cerveau est une nécessité



Contrairement aux autres organes, le cerveau n'est pas complètement développé à la naissance de l'enfant ; le développement du cerveau est complètement dépendant de l'expérience environnementale (Kral et Lenarz, 2015 ; Suskind, 2015). C'est donc la raison pour laquelle, durant les trois premières années de la vie, la base de la réflexion et de l'apprentissage est construite grâce à la parole et à l'interaction des parents (Caskey et al., 2011 ; Cole et Flexer, 2016).

Puisque l'apprentissage du langage / de l'information se fait plus facilement dans les interactions et les conversations sociales avec les personnes qui aiment le bébé, ce sont généralement les parents qui deviennent le premier professeur de leur enfant et lui enseignent la langue et les connaissances du foyer (Chen et al., 2012 ; Hirsh-Pasek et al., 2015). Ainsi, les familles sont encouragées à parler la langue qu'elles connaissent le mieux dès le début, que ce soit l'anglais, l'espagnol, le russe, le langage des signes, etc. afin que le cerveau de leur enfant acquière des connaissances (Chen et al., 2012 ; Hirsh-Pasek, et al., 2015 ; Suskind, 2015).

Lire à haute voix quotidiennement

Il faudrait lire à haute voix quotidiennement à tous les enfants, particulièrement aux enfants souffrant de perte auditive. En réalité, les études montrent que lire à haute voix est l'une des activités les plus importantes que nous pouvons faire avec nos enfants (DesJardin et al., 2017).

Pourquoi ? Robertson (2014) l'explique :

- Les livres de contes représentent le plus grand facteur d'apprentissage de vocabulaire préscolaire
- Plus de conversations parent-enfant naissent lors de la lecture à haute voix que lors de n'importe quelle autre activité
- Les enfants à qui l'on fait la lecture à voix haute acquièrent deux fois plus de mots nouveaux

Résumé

Ce document propose une aide qui explique la perte auditive et les technologies auditives de manière compréhensible pour les familles. Puisqu'environ 95 % des enfants souffrant de perte auditive sont nés dans des familles entendant et parlantes, les résultats souhaités seront probablement l'audition et la parole dans la grande majorité des familles que nous suivons. Les familles ont besoin de soutien pour comprendre ce qu'implique l'atteinte des résultats souhaités.

Vous trouverez ci-dessous des points résumés pour les professionnels et les soignants concernant cette aide :

- Les oreilles sont les portes du cerveau.
- L'audition se produit dans le cerveau parce que nous écoutons et comprenons avec notre cerveau, pas avec nos oreilles.
- Son = information auditive = connaissance
- L'audition est un tremplin vers la cognition.
- La perte auditive est souvent un problème de porte réparable.
- Les technologies auditives modernes sont conçues pour franchir les oreilles / portes et délivrer des informations auditives au cerveau.
- Les technologies auditives doivent être portées au moins 10 heures par jour.
- Une meilleure qualité et une plus grande quantité d'informations délivrées au cerveau signifient que des voies neuronales plus fortes sont développées et que plus de connaissances sont acquises.
- Ayez des conversations nombreuses et quotidiennes avec votre enfant dans la langue parlée à la maison.
- Lire à voix haute quotidiennement est l'une des manières les plus significatives pour un parent d'aider au développement du cerveau de son enfant.

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

- Phonak Insight | Les oreilles sont les portes du cerveau (Janvier 2018)

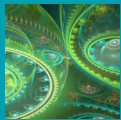
Quand les technologies auditives révèlent tout le potentiel d'un enfant, la vie s'exprime



Découvrez l'aide auditive
Phonak Sky™ B, de meilleures
performances auditives pour révéler
tout le potentiel d'un enfant

- 6 modèles au choix, dont la nouvelle aide auditive BTE rechargeable Sky B-PR
- Fonctions hautes performances pour les enfants – AutoSense Sky OS, SoundRecover2 et Roger et directivité
- Témoin lumineux facile à interpréter sur les modèles BTE
- Sûr et résistant, avec un boîtier solide et des options de sécurité enfant
- Couleurs à combiner et assortir pour une personnalisation ludique





MED-EL

■ RONDO 2, l'audio processeur zéro contraintes !

**MED-EL reinvente le
quotidien en lançant le
premier audio processeur
rechargeable sans-fil.**



RONDO 2, le premier processeur pour implant cochléaire au monde qui intègre une batterie rechargeable sans-fil. Grâce à la conception innovante du RONDO 2, plus besoin de changer les piles, d'ouvrir l'appareil ou de le déshumidifier. RONDO 2 est très facile à utiliser, plus économique et plus écologique (plus de piles jetables !).

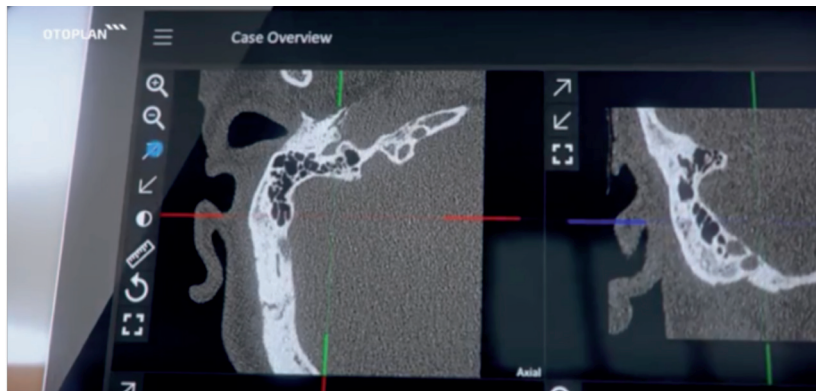
En seulement 4 heures de charge, les utilisateurs bénéficient jusqu'à 18 heures d'autonomie. Il suffit de poser le RONDO 2 sur sa station de recharge sans-fil pendant la nuit pour recharger l'appareil. Les utilisateurs n'ont plus qu'à profiter de leur journée sans avoir à penser à leur système.

RONDO 2 combine une antenne émettrice, une unité de contrôle et une source d'alimentation au sein d'un seul appareil –tout-en-un– et peut être porté avec des lunettes ou dissimulé sous les cheveux. Entièrement personnalisable, le RONDO 2 s'adapte à toutes les envies pour petits et grands !

Information de dernière minute.... Le RONDO 2 est désormais remboursé !

C'est officiel, le RONDO 2 est désormais remboursé en France. Il est inscrit sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale depuis le 31 mai 2018 et le remboursement est effectif depuis le 13 juin 2018.

Retrouvez le texte officiel sur le site Légifrance.gouv.fr



■ OTOPLAN, une technologie de pointe pour les chirurgiens ORL

OTOPLAN est une tablette PC et un logiciel permettant aux chirurgiens ORL de cartographier fidèlement l'anatomie des patients, avant même la première incision.

A partir du CT-scan (tomodensitométrie), le logiciel OTOPLAN génère un modèle 3D

sur-mesure pour optimiser la planification et la précision de la chirurgie.

OTOPLAN fournit aux chirurgiens une approche **personnalisée** du patient et une information supérieure pour une planification et des décisions chirurgicales optimisées. Dans le cas d'une chirurgie d'implant cochléaire, OTOPLAN permet de visualiser le porte-électrodes le plus adapté à chaque patient parmi la large gamme de porte-électrodes MED-EL !

À propos de MED-EL

Basé à Innsbruck, MED-EL Medical Electronics est fabricant de systèmes d'implants auditifs avec plus de 31 filiales dans le monde. La société familiale fait partie des pionniers du secteur. Les deux scientifiques autrichiens, le Dr Ingeborg et le Prof Erwin Hochmair, ont développé le premier implant cochléaire micro-électronique et multicanaux du monde en 1977. L'implant cochléaire était et continue à être le premier remplacement d'un sens humain : l'ouïe. En 1990, ils ont posé les fondations d'une croissance réussie en embauchant leurs premiers salariés. MED-EL emploie aujourd'hui plus de 1,800 personnes à travers le monde. Aujourd'hui, MED-EL offre la plus large gamme de solutions implantables au monde, pour traiter les degrés variables de la surdité : systèmes d'implant cochléaire et d'implant d'oreille moyenne, système d'implant auditif EAS (Stimulation Electric Acoustic), implants du Tronc Cérébral ainsi que le premier implant actif à conduction osseuse au monde. En 2017, MED-EL a lancé ADHEAR, un nouveau système auditif à conduction osseuse non implantable, permettant à plus de personnes de bénéficier d'une technologie auditive innovante. MED-EL renforce ainsi sa mission d'aider les personnes souffrant de perte auditive à surmonter les barrières à la communication. Dans une centaine de pays, des personnes peuvent bénéficier des produits MED-EL.

www.medel.com



ReSound GN

■ Comment obtenir une plus grande satisfaction patients dans la pratique des soins auditifs ?

Tammara Stender, Au.D.
Director, Global Audiology - Chicago

Résumé

Les patients tendent à être mieux informés à propos de leurs besoins auditifs. Ils jouent un rôle plus actif dans leur sélection de services et de fournisseurs. Et comme la technologie des aides auditives évolue, nos pratiques évoluent aussi. La satisfaction des utilisateurs vis-à-vis des aides auditives continue d'être un objectif principal de nos protocoles d'adaptation, avec l'obtention des meilleurs résultats de la manière la plus efficace et la plus intelligente possible. Comment pouvons-nous augmenter la satisfaction des utilisateurs d'aujourd'hui en intégrant les nouvelles avancées technologiques dans nos centres ?

Réaliser un appareillage auditif efficace et professionnel qui aboutit à la mise en place de réglages préférés par l'utilisateur nécessite une approche multidimensionnelle. Deux étapes peuvent être considérées comme cruciales pour atteindre cet objectif.

Satisfaire les besoins du nouveau consommateur de soins auditifs

Comme les utilisateurs d'aides auditives deviennent de plus en plus avertis sur le plan technologique, beaucoup effectuent des recherches en ligne pour leurs solutions auditives. Une étude menée par IPSOS et Google¹ a révélé que l'activité principale des baby-boomers ou des personnes âgées via un smartphone ou une tablette consistait à chercher plus d'informations sur leurs sujets d'intérêt. Une autre étude a révélé qu'un nombre important de personnes seraient prêtes à utiliser la télémédecine pour les soins audiolgiques². Les raisons données par les participants à l'étude comprenaient la diminution du temps d'attente pour les rendez-vous et la réduction des coûts.²

De même, une étude récente³ a examiné la perception de l'acquisition d'aides auditives sur Internet auprès de 18 utilisateurs d'appareils auditifs expérimentés. Les participants ont vu des avantages à ce type d'accès direct aux produits, y compris la commodité de ne pas avoir à quitter la maison pour acquérir des appareils. De plus, les avantages des services en ligne en période post-ajustement ont également été reconnus. Les participants à l'étude ont pensé que cela pourrait être bénéfique si les questions relatives aux suivis pouvaient être traitées d'une manière ou d'une autre en ligne, avec des conseils professionnels. Par exemple, la capacité d'affiner les réglages de l'aide auditive en fonction de l'expérience d'écoute dans le monde réel sans avoir à retourner au bureau du professionnel a été jugée avantageuse.

Nous pouvons conclure de cette recherche que beaucoup de patients aujourd'hui ne cherchent pas seulement une expérience audiolgique traditionnelle. Les temps changent et les personnes avec des besoins auditifs ressemblent davantage à des « consommateurs » et, à ce titre, elles participent davantage au processus de soins qu'elles ne le faisaient auparavant.

Il s'ensuit que si nous, professionnels de l'audition, pouvons répondre à ces besoins changeants et impliquer davantage les patients dans le processus d'adaptation, cela pourrait conduire à une plus grande satisfaction et à un taux d'acceptation plus élevé. Les utilisateurs peuvent vivre leur vie avec des aides auditives plus facilement si leurs besoins de commodité et d'autonomisation sont satisfaits. Si nous pouvons atteindre la meilleure adaptation personnalisée pour l'utilisateur d'aide auditive de la manière la plus efficace, nous pouvons obtenir les meilleurs résultats à la fois pour le professionnel et le patient.

Impliquer davantage le patient dans le processus d'appareillage

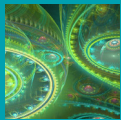
De nombreuses études au fil des ans suggèrent que la satisfaction des patients et leur propre perception des bénéfices des soins de santé en général sont

corrélées avec le niveau d'engagement du patient. Du point de vue de la réadaptation, de meilleurs résultats fonctionnels ont été attribués aux patients et à leur famille qui participent plus activement au processus.⁴ Les bénéficiaires de soins de santé engagés sont proactifs et obtiennent de meilleurs résultats que ceux qui sont moins engagés dans leurs soins.⁵

La tendance des patients à s'impliquer davantage dans leurs soins de santé peut également être bénéfique d'un point de vue financier. Une vaste étude portant sur plus de 33 000 patients a révélé que les personnes ayant le score « d'activation » ou d'engagement le plus bas avaient des coûts significativement plus élevés.⁶ Des coûts plus élevés qui peuvent provenir de visites de suivi multiples. Bien sûr, certains patients ne seront pas en mesure de gérer leurs besoins. Il est donc important que le professionnel prenne cela en considération. Il a été démontré que le soutien individualisé pour encourager un engagement et une compréhension accrus augmente le niveau d'activation du patient.⁵ Pour de nombreux patients, il est logique de promouvoir ce niveau d'engagement plus élevé, d'autant plus que beaucoup font déjà des choix actifs dans leurs soins de santé. recherchant sur internet leurs fournisseurs et leurs services.

Il y a plusieurs points de contact qui sont généralement considérés comme favorisant un engagement et une satisfaction accrus parmi les consommateurs de soins auditifs. Il a été démontré que l'exécution de mesures de vérification et de validation réduisait le taux de retour des aides auditives tout en augmentant la satisfaction des patients.⁷ Le conseil et la communication patient / professionnel ont également un effet positif sur la perception de soi⁸ et sur leur satisfaction.⁹

La programmation et le réglage usuel des aides auditives ou des accessoires représentent aussi une opportunité potentielle pour un plus grand engagement du patient. En fait, une enquête réalisée auprès de 100 utilisateurs d'aides auditives a révélé que 90% d'entre eux préféreraient participer plus activement au processus d'appareillage.¹⁰



Dans l'ensemble, il semble que de nombreux patients bénéficient et souhaitent jouer un rôle plus actif dans leurs soins de santé, y compris l'acquisition et l'ajustement des aides auditives.

L'engagement peut également être favorisé par une plus grande personnalisation du processus ou du produit. Il a été démontré qu'une plus grande valeur était perçue pour les produits ou processus dans lesquels l'utilisateur avait un rôle à jouer.¹¹ Dans le contexte des aides auditives modernes, les applications contrôlées par l'utilisateur avec des réglages «favoris» peuvent obtenir ce même effet.

L'utilisateur peut affiner les paramètres de l'aide auditive sur une application et enregistrer ces paramètres en tant que « favori » dans un certain environnement d'écoute ou même dans un emplacement géo-référencé particulier.

Ce réglage « favori » peut ensuite être appliqué automatiquement lorsque le patient revient dans cet environnement ou emplacement.

Comment pouvons-nous atteindre une plus grande satisfaction des utilisateurs dans les soins auditifs modernes ? La réponse à cette question est obtenue grâce à la reconnaissance de l'évolution du statut de patient vers celui de

« consommateur » de soins auditifs ainsi qu'à une plus grande implication des patients et à leur engagement à la fois dans les produits et dans l'expérience audiolgique. Un protocole d'adaptation des aides auditives qui allie les conseils de professionnels à la commodité d'ajustements pilotés par l'utilisateur via des applications ou d'autres connexions peut aider à atteindre cet objectif.

Prendre en main le contrôle de son audition

Pour répondre aux demandes des utilisateurs et des audioprothésistes, nous vous proposons deux innovations du groupe GN.

ReSound Smart 3D™ est une application compatible avec les aides auditives ReSound LiNX3D et ENZO3D. Elle apporte plus de personnalisation et de contrôle de son aide auditive discrètement de son smartphone ou de son APPLE Watch. L'utilisateur devient, grâce à elle, acteur de son audition.

position connue sur un plan (My ReSound/Localisateur).



Activation d'un programme personnalisé en fonction d'un lieu géolocalisé

Le patient peut géolocaliser son réglage favori dans une situation d'écoute et il s'appliquera automatiquement à sa prochaine venue dans ce lieu pré-enregistré.

ReSound Assist

Son audioprothésiste à portée de clic

ReSound Assist est une nouvelle fonctionnalité disponible dans l'application ReSound Smart 3D.

Celle-ci met en relation directe le patient avec l'audioprothésiste qui pourra si nécessaire modifier les réglages des aides auditives à distance.

Plus de services partout et tout le temps pour vos patients

Offrez à vos patients la liberté de profiter du maximum de leur aide auditive sans attente et à distance (en vacances, en déplacement...).



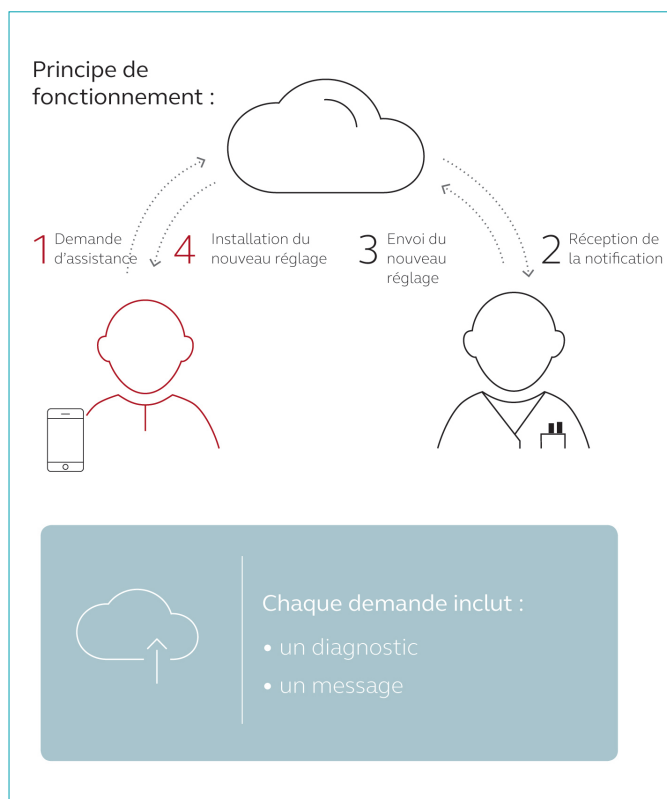
Outils de géolocalisation

Si le patient ne trouve plus son aide auditive, il peut visualiser la dernière

Smart Hearing

- Carousel des programmes**
Pour naviguer facilement d'un programme à l'autre de 'Restaurant' à 'Extérieur' par exemple.
- Programme en cours**
Pour choisir son programme avec des réglages sonores optimisés.
- Boutons d'accès rapides**
Pour personnaliser et améliorer le traitement du signal.
- Bouton volume et sourdine**
Pour rapidement et discrètement ajuster le volume des aides auditives..
- Sound enhancer**
Pour plus de clarté sonore, vous pouvez agir sur la compréhension de la parole et réduire les bruits de fond, y compris celui du vent et ajuster les graves, médiums et aigus.

ReSound GN
Download on the App Store
GET IT ON Google Play



Références

1. Seniors Online. Accessed online: https://ssl.gstatic.com/think/docs/reaching-todays-boomers-and-seniors-online_research-studies.pdf on November 2, 2016.
2. Eikelboom RH, Atlas MD. (2005). Attitude to telemedicine, and willingness to use it, in audiology patients. J Telemed Telecare 11(2: Suppl):S22-S25
3. Chandra N, Searchfield GD. (2016). Perceptions toward internet-based delivery of hearing aids among older hearing-impaired adults. J Am Acad Audiol 27:441-457.
4. Turner-Stokes L, Rose H, Ashford S, Singer S. (2015). Patient engagement and satisfaction with goal planning: Impact on outcome from rehabilitation. International Journal of Therapy and Rehabilitation 22(5). Accessed online on July 6, 2016 at: <http://www.magonlinelibrary.com/doi/abs/10.12968/ijtr.2015.22.5.210>.
5. Hibbard JH, Greene J. (2013). What the evidence shows about patient activation: Better health outcomes and care experiences; fewer data on costs. Health Affairs, 32(2):207-214.
6. Hibbard JH, Greene J, Overton V. (2013). Patients with lower activation associated with higher costs; delivery systems. Health Affairs 32(2):216-222.
7. Valente M, Potts LG, Valente M. (1995). Signal testing approaches; clinical procedures to improve user satisfaction with hearing aids. In: Tobin H, ed. Practical Hearing Aid Selection and Fitting. Baltimore: Department of Veterans Affairs: Chapter 6.
8. Street RL, Makoul G, Arora NK, Epstein, RM. (2009). How does communication heal? Pathways linking clinician-patient communication to health outcomes. Patient Education and Counseling 74(3):295-301.
9. Strom KE. (2005). HR interviews Sergei Kochkin, PhD. Hearing Review, 12(11):24-32, 82.
10. Schweitzer C, Mortz M, Vaughan N. (1999). Perhaps not by prescription-but by perception. High PerformHear Solutions 3:58-62.
11. Norton MI, Mochon D, Ariely D. (2012). The "Ikea Effect": When labor leads to love. Journal of Consumer Psychology 22(3): 453-60.



Le réseau expert des audioprothésistes libres

APPELEZ-NOUS !

Vincent GÉNOT **Philippe DELBORT**
06 87 83 93 32 06 98 20 64 46

REJOIGNEZ-NOUS

La force de notre communauté :
l'intelligence collective et le partage

UNE COMMUNAUTÉ DE PRATIQUE



UN RÉSEAU NATIONAL OUVERT À TOUS



DES OUTILS DE PARTAGE COLLABORATIFS



4 RÉUNIONS TECHNIQUES ANNUELLES

DES SERVICES À FORTÉ VALEUR AJOUTÉE



L'ACCOMPAGNEMENT À LA CERTIFICATION



LA CRÉATION D'OUTILS DE COMMUNICATION



LE CONSEIL MARKETING

UNE EXPÉRIENCE POSITIVE DE L'APPAREILLAGE



UNE RELATION CENTRÉE SUR L'HUMAIN



UN ACCOMPAGNEMENT PERFORMANT ET PRÉDICTIF



98.8 % DE NOS PATIENTS RECOMMANDENT DYAPASON

DES AVANTAGES EXCLUSIFS



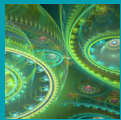
GARANTIE 4 ANS



ASSURANCES PVC 4 ANS



OFFRE DE FINANCEMENT À PARTIR DE 15 €/MOIS



signia

Life sounds brilliant.

■ Intra-auriculaire Signia Nx Une gamme complète en adaptation immédiate et adaptation sur mesure

Rédigé par Mikael Ménard, docteur en acoustique de formation.

Intra-auriculaires : deux approches bien distinctes

L'adaptation en intra-auriculaires CIC (Completely In the Canal), s'insérant complètement dans le conduit auditif, apporte au patient de nombreux avantages. Le plus évident, et celui qui revêt le plus d'importance, est la discrétion. Dans la majorité des cas, ces adaptations sont invisibles dans l'oreille du patient, l'un des critères les plus demandés par les malentendants. De plus, le positionnement du microphone de ces appareils, captant les sons environnants à l'entrée du conduit auditif externe, permet de préserver la directivité naturelle du pavillon proposant ainsi une audition efficace et naturelle, et réduit significativement le bruit du vent. Enfin, l'utilisation facilitée du téléphone figure aussi parmi les raisons de choix d'un intra.

D'un point de vue technologique, la miniaturisation des composants équipant une aide auditive est la clé permettant les évolutions des solutions intra-auriculaires. Historiquement, ce n'est qu'à partir des années 1960 que la miniaturisation des transistors a permis de proposer les premiers appareils positionnés entièrement dans l'oreille. Et ce n'est qu'à partir des années 1990 que cette réduction et d'autres paramètres ont permis de proposer un appareil entièrement positionné dans le conduit auditif. Ces dernières années, la miniaturisation s'est encore améliorée, permettant des produits complètement invisibles, adaptés encore plus profondément dans le conduit auditif. Aujourd'hui, ces produits de niche n'ont pas une place prépondérante sur le marché et ce, essentiellement dû à l'évolution des aides auditives RIC qui offrent des possibilités souvent plus étendues, réservant ainsi les intra-auriculaires à peu de patients.

En parallèle de l'évolution des intra-auriculaires, une autre solution s'est développée sur le marché, les appareils à écouteur déporté (RIC : Receiver In the Canal). Ces solutions, bien que moins discrètes que le CIC, proposent néanmoins une grande discrétion, tout en offrant plus de fonctionnalités et caractéristiques techniques que les intra-auriculaires. Aujourd'hui la part de marché des RIC en France est de 63%. Ce succès est dû à plusieurs facteurs dont l'adaptation à l'aide de dômes souples dans le conduit auditif du patient, offrant un confort de port inégalé ainsi qu'une qualité d'écoute remarquable, réduisant notamment les phénomènes de résonance. L'utilisation de ces dômes est également, pour les audioprothésistes, un facteur décisionnel, qui offre la possibilité d'un essai immédiat permettant ainsi au patient de se rendre compte et de bénéficier très rapidement des avantages de l'appareillage.

Afin de répondre à cette évolution du marché, Signia propose aujourd'hui 2 approches bien distinctes l'une de l'autre de l'intra-auriculaire. D'un côté, Insigno pour un appareillage sur mesure, avec une coque réalisée à partir de l'empreinte du conduit auditif du patient, et de l'autre, Silk, pour une adaptation immédiate et un confort instantané grâce à son dôme en silicone souple.

Insigno Nx

La gamme Insigno Nx correspond aux appareils intra-auriculaires équipés du dernier processeur Nx de chez Signia. Ces appareils intègrent les dernières technologies en matière de performances mais aussi de miniaturisation afin de réaliser les modèles intra-auriculaires les plus discrets, tout en offrant les meilleures performances audiologiques.

L'évolution des intras sur mesure est fondée sur 2 caractéristiques essentielles.

La miniaturisation des composants

La première est comme nous l'avons dit précédemment la miniaturisation des composants. Cette miniaturisation permet de réduire l'espace nécessaire

à ces composants mais aussi d'en optimiser leur positionnement pour qu'il soit plus ergonomique afin de proposer des appareils toujours plus discrets et perfectionnés. L'emploi, par exemple, de microphones MEMS au sein de nos appareils permet cette optimisation tout en offrant encore plus de fiabilité. Les dernières générations intègrent également des antennes e2e permettant une communication avancée entre les deux appareils d'une même adaptation binaurale. Dans ce cas, les appareils sont capables d'échanger un nombre important d'informations pour assurer un traitement de signal encore plus efficace (voir figure 2).

La miniaturisation permet également de retrouver des options qui auparavant pouvaient être volumineuses ou impossible à mettre en place sur un modèle CIC. Il est ainsi aujourd'hui possible d'intégrer au tiroir pile de l'appareil un bouton poussoir, ce dernier ne prenant alors pas de place supplémentaire ! Une révolution.

Les modèles IIC proposés dans cette gamme Insigno Nx vont encore plus loin dans la miniaturisation en positionnant le microphone de l'appareil parallèlement au logement pile. La faceplate de l'appareil pouvant alors être encore plus petite. Pour ce modèle, la faceplate se résume quasiment et uniquement au tiroir pile. D'un point de vue acoustique, ce positionnement sera compensé électroniquement pour maintenir une sonorité naturelle.



Figure n°1 : A gauche Insigno Nx IIC sur mesure avec micro parallèle au tiroir pile, à droite Insigno Nx CIC avec bouton poussoir intégré au tiroir pile.

Performances audiologiques

La seconde caractéristique importante dans l'évolution des intra-auriculaires sur mesure porte sur les performances audiologiques de ces appareillages. Cette



capacité à faire mieux entendre le patient en toutes situations.

Avec la plateforme Nx de nombreuses fonctionnalités ont été apportées ou améliorées. C'est le cas de l'anti-Larsen, de la dynamique des microphones ou encore de la connectivité des appareils avec les smartphones grâce à l'application touchControl.

Mais il y a un point qui différencie aujourd'hui les appareils intra-auriculaires des mini contours RIC ou des contours classiques BTE d'un point de vue audiolinguistique : la directivité microphonique. Cette directivité est souvent considérée comme inutile dans le cas des intra-auriculaires, de par le positionnement du microphone à l'entrée du conduit auditif. Comme nous l'avons indiqué précédemment, l'intra-auriculaire, et c'est l'un de ses avantages, bénéficie du positionnement dans le conduit auditif permettant de conserver l'effet pavillonnaire. Cet effet permet de localiser les sons autour de nous grâce au filtrage réalisé par la forme spécifique du pavillon : un son provenant de l'avant ne sera pas entendu de la même manière que s'il provient de l'arrière. Un contour positionné derrière l'oreille du patient ne bénéficie pas de cet effet pavillonnaire et devra simuler de manière logicielle ce phénomène pour redonner sonorité naturelle et localisation (système TruEar). Les systèmes directionnels quant à eux ne sont pas présents sur un appareil auditif pour recréer cet effet pavillonnaire mais pour focaliser la captation des appareils dans une direction précise et faire émerger de l'environnement sonore les sons utiles provenant de la direction du regard du porteur des appareils. Leur rôle est donc d'améliorer le rapport signal/bruit des sons provenant d'une certaine direction.

Cette directivité microphonique est concrètement réalisée par la présence de deux microphones permettant, par une analyse des décalages temporels et des intensités entre ces deux micros, la création d'un faisceau directionnel de captation. Or, sur un intra-auriculaire « discret » et en phase avec l'objectif de miniaturisation, il est très difficile de placer 2 microphones sur un même appareil. La technologie « Directivité Binaurale OneMic » permet désormais de bénéficier d'une directivité microphonique même à partir d'appareils équipés d'un seul microphone s'ils sont en adaptation binaurale, et ce sur tous les appareils Insio et Silk Nx.

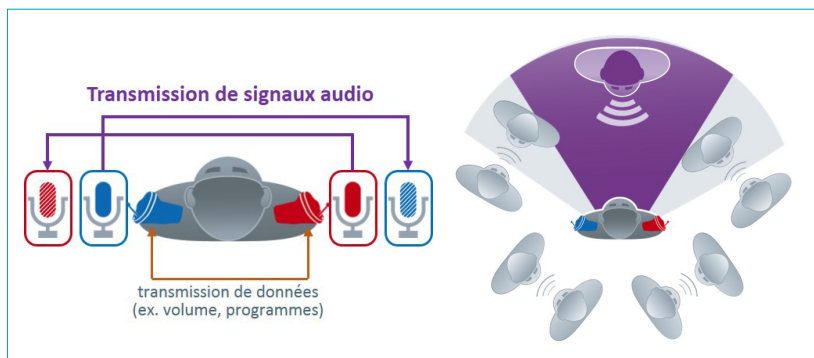


Figure n°2 : A gauche la transmission sans fil du signal microphonique par le système e2e entre deux intras. A droite et en violet, la captation directionnelle résultant du système « Directivité Binaurale OneMic ».

Comme nous l'avons indiqué un faisceau directionnel est créé à partir de deux microphones. Dans une adaptation intra-auriculaire binaurale, nous avons bien deux microphones, mais un seul par appareil. La technologie e2e actuellement embarquée dans nos intras permet de transférer les signaux microphoniques d'un appareil à l'autre, sans fil. Virtuellement chaque appareil a donc bien deux microphones (voir figure 2). Cette technologie nous permet donc de réaliser une directivité microphonique, même sur un appareillage en intra-auriculaire CIC ou IIC avec un seul micro.

Cette « Directivité Binaurale OneMic » permet en milieu bruyant d'améliorer les capacités de compréhension du patient utilisateur des appareils. Une étude réalisée en 2014 par Powers et al, portant sur 15 sujets appareillés en binaural, utilisant des appareils intégrant cette technologie, a montré que l'amélioration du SRT est de 1,7 dB dans une tâche de compréhension de parole dans le bruit (bruit de parole provenant de différents azimuts autour du patient) ¹.

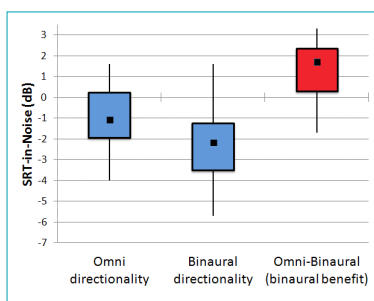


Figure n°3 : SRT (Seuil de reconnaissance de parole) dans le bruit pour 15 patients en mode omni directionnel, « Directivité Binaurale OneMic » et le bénéfice (en rouge) de l'un par rapport à l'autre. L'amélioration est en moyenne de 1,7 dB de ce SRT avec l'utilisation du mode binaural.

Cette technologie est désormais disponible sur les intra-auriculaires Insio, mais aussi sur le modèle Silk que nous verrons par la suite, et ce sur les 3 niveaux de performances proposés.

Silk Nx

Silk est un concept innovant d'intra-auriculaire « prêt à l'emploi » ou d'adaptation immédiate que nous avons développé en 2017 et que nous améliorons dans cette version Nx. Silk est un intra-auriculaire standard, équipé d'un dôme manchon en silicone souple, lequel capitalise sur le succès des composants des adaptations en mini-contours à écouteur déporté (RIC) de façon à obtenir les mêmes bénéfices patients, cette fois avec des intras. Les avantages de l'adaptation avec des dômes souples sont nombreux : le confort immédiat de port, la facilité d'entretien par remplacement du dôme, l'absence de résonance de la propre voix et la délivrance immédiate de l'appareillage.

La discrétion absolue

Le concept modulaire des intra-auriculaires Silk permet une optimisation poussée du positionnement des composants offrant au patient l'avantage d'un appareil suffisamment étroit pour se glisser confortablement, même dans les petits conduits, le rendant ainsi extrêmement discret. Pour le Silk Nx, la miniaturisation des composants et l'optimisation de leur positionnement ont permis d'en réduire la taille de 20% par rapport à la génération précédente, facilitant encore son adaptation.

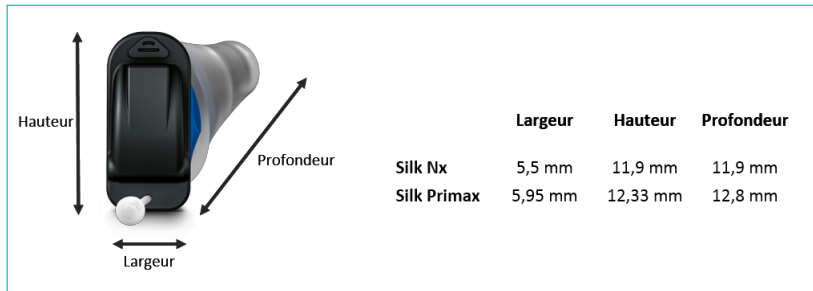
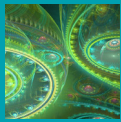


Figure n°4 : Nouveau Silk Nx 20% plus petit que son prédécesseur.

En outre, Silk s'adapte sans prise d'empreinte, permettant ainsi de s'affranchir des éventuelles contraintes liées à cette technique. Les dômes, proposés en différentes tailles, s'adaptent à la grande majorité des conduits, de façon très confortable.

Le concept de Silk et du dôme manchon

Complètement introduit dans le conduit auditif, le concept du Silk est rendu possible grâce à un appareil miniaturisé non invasif et un ensemble de dômes très souples. En utilisant uniquement des éléments prêts à l'emploi, les difficultés de prise d'empreinte et de fabrication de coque sont évitées. La mécanique de couplage acoustique pour le confort, la rétention et l'aération repose alors sur le dôme souple seul.

Les exigences pour le dôme souple sont plus contraignantes pour des intras que pour des RICs, où la rétention du dôme est assurée par le câble de l'écouteur et le fouet de maintien. Par conséquent, Signia propose maintenant les dômes manchon, spécifiquement développés pour les intra-auriculaires Silk en adaptation immédiate. La figure n°5 illustre l'approche conceptuelle des dômes manchon avec un appareil Silk.



Figure n°5 : Concept du Silk. Module standard sur lequel est clipsé un dôme manchon spécifique.

Renforcés pour la rétention et l'étanchéité, les dômes manchon ont une surface de contact avec la paroi du conduit auditif

plus grande que les dômes RICs. Et pour maximiser cette surface de contact, le dôme manchon a une section transversale ovale en adéquation avec la géométrie du conduit auditif.

Pour une adaptation immédiate, le module auditif est clipsé au dôme manchon grâce au système de rotule de connexion Signia utilisé avec succès pour les écouteurs RICs. Ce système offre trois axes de rotation pour un positionnement confortable et ergonomique du module auditif dans le conduit.

Les dômes manchon se composent de deux zones fonctionnelles :

- Une portion très souple pour maximiser l'adaptabilité, la rétention et l'étanchéité acoustique : l'absence de contact entre cette zone très souple et le module auditif évite la transmission des vibrations laryngées éliminant ainsi l'autophonation.
- Une seconde portion semi-souple aide au positionnement dans le conduit auditif : l'appareil étant plus petit que le dôme, différents événements peuvent être réalisés en trouant le dôme. L'air circule alors à l'intérieur du dôme.

Pour convenir au plus grand nombre de conduits auditifs, les dômes manchon sont proposés en quatre tailles XS, S, M et L ; et pour les différents besoins en amplification, chacune des tailles existe en double événement (ouvert) et en événement de décompression (fermé).

Etude

Les résultats d'une étude de 2016 menée sur 22 patients adaptés en Silk ont montré que pendant et après la période d'essai le taux de satisfaction des patients était très élevé (> 88%) que ce soit pour le confort de port ou la qualité d'écoute (voir figure n°6).

Par ailleurs, les performances audiologiques de ces intras Silk Nx sont aujourd'hui optimales et identiques à celles obtenues avec des intra-auriculaires sur mesure Insio. Tous deux bénéficient des dernières technologies comme la « directivité Binaurale OneMic » décrite précédemment.

CROS Silk Nx CIC

Dans le cadre d'une adaptation CROS ou BiCROS pour les patients ayant une oreille cophotique ou inappareillable, nous avons également développé pour ces appareils intra-auriculaires une unité microphonique spécifique cohérente avec ce type d'appareillage en intra-auriculaire.

Sur l'oreille appareillée, le patient portera un appareil Insio Nx ou Silk Nx et sur l'oreille controlatérale inappareillable le patient aura donc une unité micro, le CROS Silk Nx CIC. Celle-ci, au format d'un Silk donc, reprend les mêmes avantages de discrétion et de confort de port que le Silk Nx vu précédemment.

Cette unité micro aura pour but de transférer la captation microphonique du côté CROS vers l'appareil auditif positionné sur l'autre oreille, transfert sans fil grâce à la connexion e2e dont nous parlions précédemment pour la « directivité Binaurale OneMic ».

Dans le cas d'un appareillage en CROS ou BiCROS le son capté du côté cophotique sera entendu dans la « bonne oreille », mixé ou non avec le signal microphonique capté du côté appareillé.

Critère	Après le préajustage			Après la période d'essai		
	En général	Confort de port	Qualité sonore	En général	Confort de port	Qualité sonore
Taux de satisfaction	100%	89%	94%	88%	88%	88%
Note	18/18	16/18	17/18	15/17	15/17	15/17

Figure n°6 : Satisfaction pour 22 patients adaptés avec des appareils Silk, pendant et après la période d'essai. Que ce soit sur les critères de confort, de qualité sonore ou de manière plus générale, les patients sont satisfaits à plus de 88%.



Le rôle de cette unité micro est donc de transférer la captation microphonique, sans fil. Toutes les opérations liées à l'amplification sont réalisées dans l'aide auditive controlatérale. Seuls, dans ce CROS, subsistent certains traitements de signaux comme le réducteur de bruit de vent ou encore le réducteur de bruits impulsifs.

L'utilisation d'un système CROS ou BiCROS permet de pallier l'absence de perception d'une oreille cophotique en transférant la captation de ce côté sur l'autre oreille. A terme, le patient bénéficiera d'une amélioration de la perception et de la localisation des sons, et dans certains cas d'une amélioration de la compréhension dans le bruit.

Etude

Dans une étude publiée en 2016, il a été montré que l'utilisation d'un montage CROS permettait d'améliorer grandement les performances de compréhension dans le cas de figure critique où la voix de l'interlocuteur provient du côté cophotique. Cas de figure le plus handicapant pour les personnes présentant une oreille cophotique² (voir figure 7).

Confort, discrétion et performances audiologiques

Bien que représentant une faible part du marché de l'aide auditive (9% en 2017), l'appareillage en intra-auriculaire reste l'un des plus plébiscités par les patients de par la discrétion qu'il propose.

Chez Signia, en phase avec les évolutions du marché, nous faisons évoluer les propositions en intra-auriculaire pour toujours plus de confort, de discrétion et de performances audiologiques. Inzio et Silk Nx représentent deux approches différentes de l'intra-auriculaire, complémentaires l'une de l'autre. A cela s'ajoute la possibilité aujourd'hui d'utiliser des solutions CROS pour les surdités unilatérales par des appareillages de type CROS et BiCROS grâce au CROS Silk NX CIC.

1. Powers T & Froehlich M. (2014). Clinical Results with a New Wireless Binaural Directional Hearing System. *Hearing Review*, 21(11), 32-34.
2. Petrusch S, Manders A, Jacobus K. (2016) A new Wireless CROS and BiCROS Solution. *Canadian Audiologist*, Vol3.I4.2016.

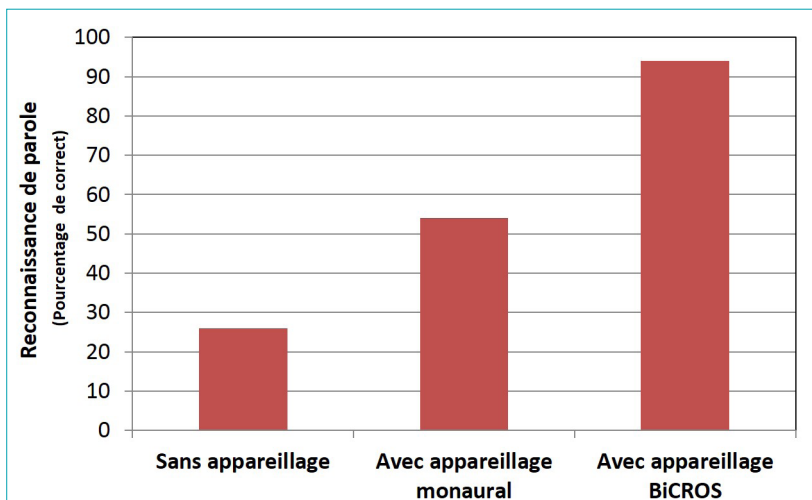


Figure n°7 : Moyenne de reconnaissance de parole (pourcentage de correct) lors d'une tâche de reconnaissance de parole provenant du côté cophotique, sans appareil, avec appareillage monaural et en appareillage BiCROS. Dans ce cas de figure, très compliqué pour les patients, l'utilisation d'un montage BiCROS permet d'obtenir les meilleurs résultats.

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

Apareils assurés pendant le prêt

A partir de 25€/an

CONTRAT

PARTENAIRES*

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

Tél : 03.25.87.57.22

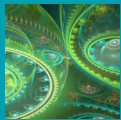
Fax : 03.25.84.93.34

Courriel : ab2a.bailly@orange.fr

Site internet : www.ab2a.fr

SARL au capital de 1.800.000 € RCS Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>

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



Mieux entendre. Mieux vivre.

■ Préférences en matière de réduction numérique du bruit

Karrie Recker, Au.D., Adriana Goyette, Au.D. et Jason Galster Ph.D.

Contexte

Les algorithmes de réduction numérique du bruit (RB) sont une option proposée aux utilisateurs d'aides auditives depuis une dizaine d'années (Bentler & Chiou, 2006). Bien qu'il ait été montré à plusieurs reprises que cette fonction leur plaisait (Boymans & Dreschler, 2000 ; Ricketts & Hornsby, 2005 ; Brons, Houben & Dreschler, 2014), à ce jour, les essais de personnalisation de cette fonction, lors de la session d'adaptation, n'ont donné lieu à aucune directive clinique claire. Un manque de clarté, en grande partie dû aux écarts constatés entre les préférences de réduction du bruit (Brons, et al. 2014 ; Gregan, 2001 ; Zakis, Hau & Blamey, 2009) et l'absence de corrélation entre ces préférences et les variables patients disponibles. Cette fonction est donc généralement adaptée de façon empirique, l'audioprothésiste définissant une valeur de réduction de bruit (RB) par défaut, ne l'ajustant qu'après essai en conditions réelles des aides auditives, si le patient dit avoir une autre préférence que le réglage par défaut.

Plusieurs études ont montré que les algorithmes de RB pouvaient permettre de tolérer un bruit de fond plus important lorsqu'une personne écoutait quelqu'un parler (Mueller, Weber & Hornsby, 2006 ; Edwards, Abrams, Ellison, McKinney, Recker & Valentine, 2011 ; Eddins, Klein, Arnold & Ellison, 2013). Ces algorithmes ont, de plus, été particulièrement bénéfiques aux personnes ne supportant pas le bruit de fond. Des « bienfaits » mesurés, dans ces études, sous forme d'amélioration du niveau de bruit acceptable (Acceptable Noise Level, ANL) au test du même nom. Le test ANL mesure le niveau de bruit de fond maximal, en dB, qu'une personne est capable de « supporter » lorsqu'elle écoute quelqu'un parler. Cela correspond à la différence entre le niveau d'écoute le plus confortable (MCL) et le niveau le plus élevé de bruit de fond que le patient peut

tolérer (BNL) lorsqu'il écoute quelqu'un parler : $ANL = MCL - BNL$. Ce qui laisse entendre que ceux qui ne supportent pas le bruit de fond peuvent avoir besoin d'algorithmes de RB plus dynamiques que ceux qui tolèrent déjà bien le bruit de fond. Le but de cette étude était de déterminer si nous pouvions prédire des préférences en matière d'intensité de RB en fonction de l'ANL d'une personne.



Méthode

Des dizaines de malentendants ont été soumis au test ANL afin d'identifier dix sujets présentant une forte tolérance au bruit de fond et dix autres présentant une faible tolérance au bruit de fond. Les vingt participants à l'étude étaient tous de langue maternelle anglaise, atteints de surdité neurosensorielle symétrique en pente. Les participants ont été soumis au test ANL en reprenant les stimuli et la méthode décrits par Nabelek et ses collègues (2006). Parole (Arizona Travelogue (Cosmos Dist. Inc., n.d.)) et bruit (bavardages de plusieurs personnes (Bilger, Neutzel, Rabinowitz, et al. 1984)) ont été présentés à partir d'un haut-parleur placé à une distance d'un mètre environ et à 0° d'azimut de l'auditeur, assis dans une cabine insonorisée. Les ANL (MCL et BNL) ont été testés cinq fois en suivant une procédure adaptative. La première présentation étant considérée comme un essai, c'est la moyenne des présentations 2 à 5 qui a été calculée pour déterminer l'ANL de chaque participant.

Les participants à l'étude qui toléraient le bruit de fond avaient des ANL sans appareillage de 1,4 à 5 dB (c'est-à-dire qu'ils supportaient de suivre une conversation à des rapports signal-bruit (RSB) faibles ; ce groupe a été appelé groupe « ANL faible ») et les participants qui ne toléraient pas le bruit de fond avaient des ANL sans appareillage de 9,5 à 18 dB (ils ne pouvaient supporter de suivre une conversation qu'à des rapports RSB très élevés ; ce groupe a été appelé groupe « ANL élevé »).

Une fois identifiés, les participants à l'étude ont été équipés de BTE Muse i2400 couplées à des embouts squelette en Lucite (PMMA) avec Select-a-Vent®. Les aides auditives ont été réglées selon les cibles de la règle de prescription NAI-NL2, vérifiées à l'aide d'un équipement oreille réelle Audioscan Verifit 2. Un réglage de réduction du bruit différent a été paramétré dans chacun des quatre programmes des aides auditives, avec des valeurs d'atténuation maximale de 0, 6, 10 et 20 dB.

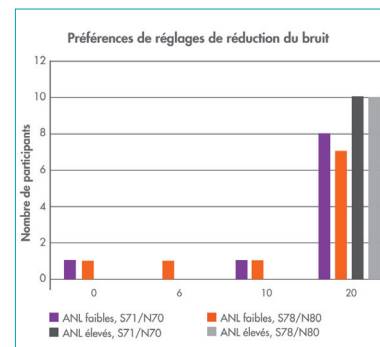


Figure 1 : Réglages de RB préférés des auditeurs avec un ANL faible et élevé. Les participants ont été testés à deux RSB : parole 71 dBA/bruit 70 dBA (S71/N70) et parole 78 dBA/bruit 80 dBA (S78/N80). Presque tous les auditeurs ont préféré le réglage maximal de 20 dB.

Tous les participants ont réalisé un test de comparaison par paires, choisissant leur réglage préféré (programme) en écoutant quelqu'un parler en présence de bruit de fond. L'Arizona Travelogue (Cosmos Dist. Inc., n.d.) a été présenté à partir d'un haut-parleur à 0° d'azimut de l'auditeur et un bruit ambiant de type speech-shaped noise a été présenté à partir de haut-parleurs à 135°, 180° et 225°. Tous les



haut-parleurs étaient placés à un mètre de distance environ de l'auditeur, qui était assis dans une cabine insonorisée. Deux rapports signal sur bruit ont été testés : parole 71 dBA/bruit 70 dBA et parole 78 dBA/bruit 80 dBA. Les valeurs de test ont été choisies pour être représentatives de situations bruyantes réelles (Olsen, 1998). Pour chaque RSB, les participants ont comparé 10 fois chaque réglage de RB (0, 6, 10 et 20 dB) à chaque autre réglage et marqué leur réglage préféré sur un écran tactile placé devant eux. Les participants pouvaient passer d'un réglage à l'autre autant de fois qu'ils le souhaitaient avant d'indiquer leur préférence. Le test a été automatisé à l'aide d'une application logicielle personnalisée, proposant de façon aléatoire les réglages de RB à comparer et les rendant invisibles aussi bien à l'expérimentateur qu'au participant en condition de test.

Sur la base des résultats de ces études, les audioprothésistes peuvent être certains qu'une réduction du bruit maximale sera préférée par les patients et leur sera bénéfique, leur permettant de profiter d'un meilleur confort d'écoute en présence de bruit de fond.

Résultats

La figure 1 montre les réglages de RB préférés pour les participants à chaque RSB. Trois participants avec un ANL faible ont eu des préférences contradictoires entre les deux RSB. Plus précisément, deux participants ont préféré un réglage de RB égal ou inférieur au réglage par défaut de 10 dB et un autre a préféré un réglage de 10 dB dans un cas et de 20 dB dans l'autre. Les sept autres participants avec un ANL faible et tous les participants avec un ANL élevé (soit 85 % des participants) ont préféré le réglage de RB maximal de 20 dB pour les deux RSB.

Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer si le fait de connaître la tolérance au bruit de fond d'un patient, telle que mesurée grâce au test ANL, permettait à l'audioprothésiste de personnaliser l'algorithme de réduction numérique du bruit du patient. Nous

avons supposé que les participants avec un ANL élevé préféreraient des valeurs de réduction du bruit (RB) plus élevées que ceux avec un ANL faible. Tandis que les participants avec un ANL faible étaient plus susceptibles que ceux avec un ANL élevé de préférer un réglage de RB faible, la majorité des individus dans les deux groupes ANL a préféré le réglage de RB le plus dynamique de 20 dB. Ce résultat suggère que la quasi-totalité des auditeurs, indépendamment de l'ANL, profiteraient du confort d'écoute accru apporté par la RB plus dynamique. Les résultats d'une étude concomitante de Smith et al. (en cours) étayaient cette suggestion. Dans leur étude, 55 individus - pour moitié avec un ANL faible et pour moitié avec un ANL élevé - ont comparé deux programmes d'aides auditives en conditions réelles. Un programme avait une directionnalité et une RB de base tandis que l'autre avait une directionnalité et une RB plus dynamiques. Après un mois d'essai en conditions réelles, 64 % des ANL faibles et 70 % des ANL élevés ont préféré le programme avec microphones directionnels et RB plus dynamiques.

Conclusion

Indépendamment de la tolérance au bruit, la quasitotalité des participants a préféré le réglage de RB le plus dynamique de 20 dB. Des préférences que l'on retrouve dans une étude de laboratoire et une étude complémentaire sur le terrain issues de deux recherches indépendantes. Sur la base des résultats de ces études, les audioprothésistes peuvent être certains qu'une réduction du bruit maximale sera préférée par les patients et leur sera bénéfique, leur permettant de profiter d'un meilleur confort d'écoute en présence de bruit de fond.

Références

- Bentler, R., & Chiou, L.-K. (2006). Digital noise reduction: An overview. *Trends in Amplification*, 10(2), 67–82.
- Bilger, R. C., Neutzel, J. M., Rabinowitz, W. M., et al. (1984). Standardization of a test of speech perception in noise. *Journal of Speech and Hearing Research*, 27, 32–48.
- Boymans, M., & Dreschler, W. A. (2000). Field trials using a digital hearing aid with active noise reduction and dual-microphone directionality. *Audiol*, 39, 260–268.
- Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2014). Effects of noise reduction on speech intelligibility, perceived listening effort, and personal preference in hearing-impaired listeners. *Trends in Hearing*, 18, 1–10.
- Cosmos Dist. Inc. (nd). Quality recordings for the hearing health care industry. Kelowna, B.C.
- Eddins, D. A., Klein, A. V., Arnold, M. L., & Ellison, J. (2013). Acceptable noise level: Effect of presentation level, digital noise reduction, and stimulus type. Poster presented at the annual meeting of the American Academy of Audiology, Anaheim, CA.
- Edwards, B., Abrams, H., Ellison, J., McKinney, M., Recker, K., & Valentine, S. (2011). Psychoacoustic mechanisms behind acceptable noise level thresholds. Podium presentation at the annual meeting of the American Auditory Society, Scottsdale, AZ.
- Gregan, M. (2001). Axent: Summary of clinical trials: Final report.
- Mueller, H. G., Weber, J., & Hornsby, B. W. (2006). The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise. *Trends in Amplification*, 10(2), 83–93.
- Nabelek, A. K., Freyaldenhoven, M. C., Tampas, J. W., Burchfiel, S. B., & Muenchen, R. A. (2006). Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(9), 626–639.
- Nabelek, A. K., Tucker, F. M., & Letowski, T. R. (1991). Tolerant of background noises: Relationship with patterns of hearing aid use by elderly persons. *Journal of Speech and Hearing Research*, 34(3), 679–685.
- Olsen, W. O. (1998). Average speech levels and spectra in various speaking/listening conditions: A summary of the Pearson, Bennett, & Fidell (1977) report. *Journal of the American Academy of Audiology*, 7, 1–5.
- Ricketts, T. A., & Hornsby, B. W. (2005). Sound quality measures for speech in noise through a commercial hearing aid implementing "Digital Noise Reduction." *Journal of the American Academy of Audiology*, 16, 270–277.
- Smith, S. L., Lilly, J., & Spanos, G. (in progress). Comparison of two hearing-aid noise management schemes in listeners with low and high tolerances for background noise.
- Zakis, J. A., Hau, J., & Blamey, P. J. (2009). Environmental noise reduction configuration: Effects on preferences, satisfaction, and speech understanding. *International Journal of Audiology*, 48, 853–867.



■ l'option d'adaptation de Widex pour EVOKE

Erik Schmidt, Audiologiste, Ph. D.
Recherche et développement
de Widex à l'international

Introduction

Dans le cadre du développement de l'aide auditive EVOKE, la méthode Widex a été révisée des deux manières suivantes :

- Un nouveau réglage, « expérience avec l'aide auditive », a été instauré. Il affecte le gain global appliqué lors de l'exécution d'une nouvelle adaptation dans Compass GPS.
- Pour les adaptations ouvertes, le gain dans les fréquences moyennes a été réduit, et la réduction du gain la plus importante concerne les utilisateurs inexpérimentés.

Dans ce communiqué de presse Widex, nous allons aborder le contexte de ces changements et la manière dont ils apparaîtront dans le logiciel d'adaptation Compass GPS 3.0.

Option d'adaptation de Widex

Pour Widex, l'objectif a toujours été d'offrir aux utilisateurs d'aides auditives un son agréable et transparent, permettant d'obtenir une meilleure intelligibilité de la parole et une qualité sonore naturelle pour les sons forts, modérés et faibles présents dans les divers environnements de la vie quotidienne.

Le son amplifié présenté aux utilisateurs d'aides auditives peut être considéré comme une combinaison de la réponse en fréquence de base fournie pour compenser la perte auditive de l'utilisateur et des effets des fonctions avancées (telles que la réduction du bruit et le traitement des signaux spécifique à la catégorie de sons) qui ont pour objectif d'optimiser l'expérience d'écoute dans différentes situations sonores (Kuk et al, 2015).

L'objectif de la méthode Widex (WFR [Widex Fitting Rationale]) est de prescrire les meilleurs réglages en ce qui concerne le gain, la compression et les fonctions, afin de répondre aux objectifs susmentionnés.

Lorsque l'utilisateur écoutera un discours à un niveau de conversation normal dans un environnement silencieux, l'option d'adaptation de Widex prescrira une réponse assistée à long terme similaire à celle prescrite par l'algorithme NAL-NL1 (Byrne et al, 2001). Basé sur le principe de l'« égalisation du volume sonore », le gain est prescrit de manière à ce que les sons de la parole dans les fréquences moyennes et élevées reçoivent un gain relativement plus important que les sons dans les fréquences basses. L'objectif est d'optimiser l'intelligibilité de la parole et de réduire l'effet de masque pour la partie haute du spectre sonore.

Pour les sons faibles et forts, le principe de normalisation du volume sonore est appliqué afin que les sons faibles deviennent audibles et afin de conférer à l'utilisateur la sensation de la dynamique dans les sons forts.

Chaque fois qu'un bruit est détecté par l'aide auditive à un niveau modéré à élevé, le système de réduction du bruit Widex RT Speech Enhancer réduit le gain dans les zones de fréquence où le bruit est le plus fort, tout en préservant le gain dans les zones de fréquence importantes pour l'intelligibilité de la parole. Le microphone directionnel, HD Locator, s'active également.

Modifications de la prescription du gain dans le temps

Si l'on se penche sur la tendance générale en matière d'amplification des aides auditives au cours des dernières années, une réduction globale du gain a été observée, tant au niveau des options d'adaptation exclusives que des options génériques les plus fréquemment utilisées, NAL et DSL (Smeds et al, 2015).

Par rapport à la précédente version de NAL-NL1, la dernière version de l'algorithme d'adaptation NAL-NL2 prescrit un gain inférieur dans la zone de fréquence se trouvant aux alentours de 1-2 kHz. L'algorithme applique également une réduction globale du gain pour les utilisateurs d'aides auditives inexpérimentés (Keidser et al, 2012)

Dans le cadre du développement de l'aide auditive Widex UNIQUE, une étude d'évaluation a été conduite afin de comparer l'option d'adaptation de Widex à une prescription semblable à NAL-NL2 (Smeds et al, 2016). Seules de légères différences au niveau des résultats entre les deux réglages ont été observées. Par rapport au réglage semblable à NAL-NL2, l'option d'adaptation de Widex a entraîné de meilleurs résultats au niveau des tests à voix basse, et la qualité sonore s'est révélée être très bonne avec le réglage par défaut. Cependant, un certain nombre de participants ayant pris part à l'évaluation ont indiqué qu'en général, le volume sonore était quelque peu trop élevé.

En se basant sur ce résultat, la forme de la réponse en fréquence du gain prescrite par l'option d'adaptation de Widex a été conservée dans l'aide auditive UNIQUE, mais une réduction globale du gain de 2-3 dB a été appliquée dans le but d'offrir une première adaptation un peu plus confortable. Ce changement semble avoir été bien reçu par les nouveaux utilisateurs d'aides auditives appareillés avec Widex Unique et Beyond.

Besoins individuels pour l'adaptation du gain

Dans la littérature, on se demande si le concept d'adaptation du gain pour l'amplification des aides auditives existe, et on s'interroge sur l'ampleur de cet effet en ce qui concerne les différences au niveau du gain préféré entre les utilisateurs d'aides auditives expérimentés et ceux inexpérimentés.

Dans certains cabinets, l'approche consiste à proposer aux nouveaux utilisateurs un gain progressif au cours des premières semaines ou premiers mois de l'utilisation des aides auditives, ce que l'on appelle également « adaptation du gain à court terme » (Dillon, 2012).

En ce qui concerne l'approche à long terme, il a été noté dans des études que les utilisateurs avaient tendance à préférer une augmentation de l'amplification dans le temps. Keidser et al (2008) ont observé un changement significatif au niveau de la préférence du gain dans le temps, s'élevant à 2,7 dB en moyenne.



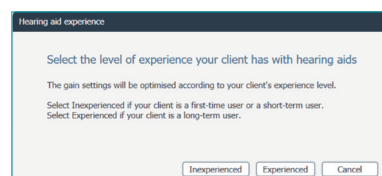
La différence en matière de préférence de gain s'est révélée significative pour les nouveaux utilisateurs présentant une perte auditive modérée (4FA HTL > 43 dB HL). Il a été montré que ce changement survenait au cours d'une période pouvant aller jusqu'à 13 mois, mais qu'il pouvait se poursuivre jusqu'à 36 mois après que les participants avaient commencé à utiliser les aides auditives. Une tendance similaire a été observée par Convery et al. (2005) qui, en se basant sur un examen de la littérature, ont suggéré que les nouveaux utilisateurs d'aides auditives préféraient en moyenne un gain inférieur de 2 dB par rapport aux utilisateurs expérimentés. Cependant, cette différence n'était pas statistiquement significative.

Outre la notion d'adaptation du gain à long terme, le terme « acclimatation des aides auditives » a été instauré par Gatehouse (1993), qui considérait que cela était non seulement une question de changements au niveau de la préférence du réglage du gain, mais également une question de changements au niveau d'un plus grand nombre de mesures de résultats, à savoir, des améliorations de la capacité de l'utilisateur d'aides auditives à comprendre la parole dans les aides auditives.

Nouveau réglage du niveau d'expérience dans Compass GPS

Selon les résultats trouvés dans la littérature et l'appréciation des besoins d'écoute individuels de nos utilisateurs, différents réglages du gain pour les utilisateurs d'aides auditives expérimentés et inexpérimentés ont été appliqués au niveau de l'option d'adaptation de Widex pour l'aide auditive EVOKE.

Lorsque l'audioprothésiste réalisera une nouvelle adaptation dans Compass GPS 3.0 pour EVOKE, il lui sera à présent demandé au début de l'adaptation d'indiquer si le patient appareillé est expérimenté ou pas en matière d'utilisation d'aides auditives.



S'il sélectionne le niveau pour utilisateurs inexpérimentés, un réglage du gain similaire à celui appliqué précédemment pour les aides auditives UNIQUE et BEYOND sera utilisé. S'il sélectionne le niveau pour utilisateurs expérimentés, une augmentation du gain global pouvant aller jusqu'à 2 dB sera ajoutée au réglage du gain appliqué.

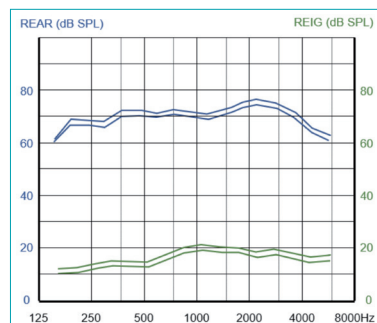


Fig. 1. Exemple de différence au niveau de la réponse de l'oreille non appareillée (courbes bleues) et du gain d'insertion (courbes vertes), entre les réglages pour utilisateurs inexpérimentés et expérimentés dans Widex EVOKE, pour une perte auditive fixe de 50 dB HL.

L'indicateur d'expérience sélectionné par l'audioprothésiste se reflète au niveau des courbes cibles en pointillés verts pour le gain prescrit entier et la sortie (étape d'adaptation 4) que l'on observe dans les graphiques de performance dans Compass GPS.

Le niveau pour utilisateurs inexpérimentés peut être appliqué aux nouveaux utilisateurs qui n'ont jamais porté d'aides auditives, et qui ont donc besoin d'un réglage de gain quelque peu plus confortable au cours des premières années d'utilisation de leurs aides auditives.

Le niveau pour utilisateurs expérimentés peut être appliqué aux utilisateurs qui

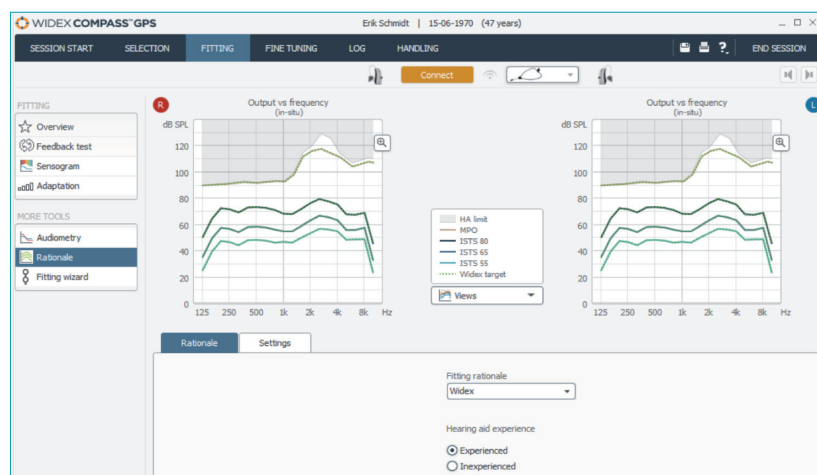
portent des aides auditives depuis plus d'un an, qui sont habitués à l'amplification, et qui requièrent donc un volume sonore quelque peu plus élevé pour utiliser de manière optimale leurs aides auditives.

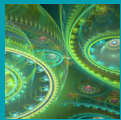
La sélection du niveau d'expérience pour l'adaptation donnée est également possible dans l'outil Rationale (Option) sur la page Fitting (Adaptation) dans Compass GPS. L'outil Rationale a été repensé et inclut à présent des graphiques de performance sur lesquels on peut voir les objectifs et les réponses simulées lorsque l'on sélectionne une option d'adaptation donnée (Widex, NAL-NL2 ou DSL v5).

Les réglages d'option liés à la gestion des niveaux de conduction osseuse (NCO), d'intensité sonore inconfortable (NISI) et de compensation des événements AISA sont à présent disponibles dans un onglet distinct nommé « Settings » (Réglages).

Dans Compass GPS 3.0 pour EVOKE, l'outil d'acclimatation s'appelle à présent « Adaptation » pour refléter son application pour l'adaptation du gain à court terme chez les utilisateurs qui doivent s'habituer au son des aides auditives au cours des premières semaines ou des premiers mois d'utilisation. La fonctionnalité de cet outil est la même qu'avec les versions précédentes de Compass GPS, à savoir, lors de la réalisation d'une nouvelle adaptation, l'adaptation du gain est désactivée par défaut.

Lorsque l'adaptation est activée, le gain est réduit jusqu'à l'étape d'adaptation 2, puis augmente automatiquement jusqu'à l'étape 4 (gain prescrit entier) sur une période de 3 semaines à 6 mois, selon l'étape sélectionnée par l'audioprothésiste. Sinon, le changement par paliers peut être réalisé manuellement dans le temps par l'audioprothésiste.





Nouveau réglage de gain pour les adaptations ouvertes avec EVOKE

Depuis un certain temps, l'utilisation des dômes ouverts à adaptation immédiate et des dômes personnalisés a beaucoup de succès chez les audioprothésistes et les utilisateurs d'aides auditives. La facilité d'adaptation associée au confort physique et à la diminution de l'effet d'occlusion font des dômes ouverts les aides auditives de choix pour nombre d'utilisateurs présentant une perte auditive légère à modérée.

Pour pouvoir offrir aux utilisateurs d'aides auditives une qualité sonore transparente et naturelle, nous avons cherché à optimiser le réglage du gain pour les adaptations ouvertes réalisées avec les aides auditives EVOKE.

Une plage de fréquence d'intérêt spécial dans les adaptations ouvertes concerne les fréquences moyennes, c'est-à-dire la plage comprise entre 1 et 2 kHz. Dans les adaptations ouvertes, la plage de fréquences moyennes est une zone de transition entre le son direct provenant du passage extérieur dans le conduit auditif et le son amplifié provenant de l'aide auditive commençant à compenser la perte auditive dans les fréquences moyennes et élevées.

Lors du réglage de l'amplification pour les adaptations ouvertes, plusieurs facteurs doivent être pris en compte. Par exemple, l'effet de l'acoustique naturelle du conduit auditif, l'interférence éventuelle entre le son direct et le son amplifié (effet de peigne), le niveau de gain nécessaire aux fréquences moyennes pour conserver les indices de parole et la qualité sonore de l'image sonore totale présentée aux tympans de l'utilisateur.

Comme nous l'avons précédemment mentionné, l'option d'adaptation de Widex applique le principe d'égalisation du volume sonore, où un gain relativement plus important est appliqué aux fréquences moyennes afin d'améliorer l'audibilité des indices de parole les plus importants.

En même temps, le gain fourni pour compenser la perte auditive aux fréquences moyennes peut empiéter sur l'audibilité rendue possible par le passage du son non amplifié dans le dôme ouvert. En théorie, le gain dans les fréquences moyennes peut être réduit de manière à améliorer le caractère naturel de la qualité sonore globale, sans dégrader l'intelligibilité de la parole.

Étude sur les autres réglages de gain pour les adaptations ouvertes

Pour étudier cette hypothèse, une étude impliquant 28 participants malentendants au total a été conduite chez Widex à Lyngø (Copenhague, Danemark), et dans nos deux centres de recherche, ORCA-EU à Stockholm (Suède) et ORCA-US à Chicago (États-Unis). Tous les participants présentaient une perte auditive neurosensorielle en pente variant de légère à modérée, avec des seuils auditifs maximaux de 60 dB HL à 1 kHz et de 70 dB HL à 2 kHz.

Les participants de l'étude ont été appareillés de façon binaurale avec des aides auditives Widex Beyond 440 Fusion. Tous les participants ont été appareillés avec des dômes ouverts à adaptation immédiate (open) adaptés à la taille de leurs conduits auditifs.

Quatre programmes d'écoute ont été préparés, dans lesquels le gain à 1-2 kHz variait par rapport au gain prescrit par l'option d'adaptation de Widex (WFR) appliquée dans Beyond : Dans le programme WFR+1, un gain supplémentaire a été appliqué par rapport au programme WFR. Dans le programme WFR-1, le gain a été réduit par rapport au programme WFR, et encore plus dans le programme WFR-2.

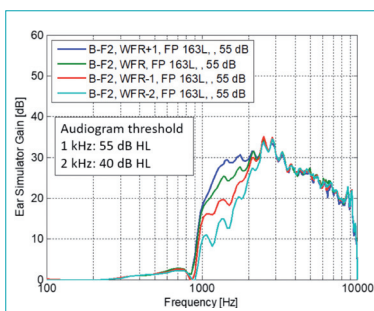


Fig. 2. Un exemple de courbes de gain pour les quatre réglages d'option dans l'étude, produit par une aide auditive Beyond Fusion équipée d'un récepteur M et d'un dôme ouvert à adaptation immédiate (open). Le graphique montre des mesures encadrées du gain au simulateur d'oreille pour le signal vocal international de test (ISTS) au niveau d'entrée de 55 dB SPL pour un participant présentant une perte auditive légère. Les mesures ont été faites avec l'aide auditive et le récepteur monté dans un coupleur open.

Un exemple du gain au simulateur d'oreille fourni dans les quatre programmes pour une perte auditive en pente légère est illustré dans la Figure 2. La différence de gain réelle à 1-2 kHz entre les programmes varie selon la perte auditive des participants, mais est généralement de l'ordre de 5 dB comme illustré dans cet exemple.

Test HINT

Dans une partie de l'étude, le test HINT (test de l'audition dans le bruit) a été réalisé auprès de tous les participants pour les programmes d'écoute WFR, WFR-1 et WFR-2 décrits ci-dessus. L'objectif était de déterminer si les deux degrés de réduction du gain dans les programmes WFR-1 et WFR-2 entraîneraient une modification significative du seuil d'intelligibilité vocale (SIV) par rapport au SIV obtenu pour le réglage WFR.

Le test HINT consiste à présenter des phrases courantes avec un bruit de fond fixe. Pour cette étude, une procédure adaptative a été utilisée, et le bruit a été présenté à 55 dB SPL et la parole à 62 dB SPL. Par la suite, le niveau a varié selon le nombre de phrases évaluées correctement par le participant.

La Figure 3 montre des diagrammes en boîtes du SIV moyen, de l'erreur type et de l'écart type obtenus pour les programmes WFR-1 et WFR-2 par rapport au programme WFR (SIV égal à 0 dB sur l'axe y).

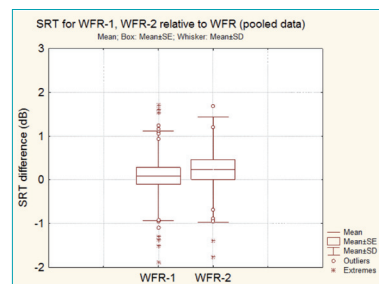


Fig. 3. Diagramme en boîtes montrant la moyenne, l'erreur type, l'écart type, les valeurs aberrantes et les valeurs extrêmes du seuil d'intelligibilité vocale (SIV) obtenus avec le test HINT pour WFR-1 et WFR-2 par rapport à l'option Widex standard (WFR [standard Widex rationnelle]). Les données indiquées sont regroupées à partir des trois sites (siège social de Widex, ORCA EU et ORCA US). Le nombre total de participants était de 28.



En se basant sur les données relatives à l'écart type issues de tests HINT réalisés dans des études précédentes, un calcul de puissance a montré que la différence du SIV moyen devait être supérieure à 1,3 dB pour obtenir une différence significative du seuil d'intelligibilité vocale. Comme la différence moyenne dans les trois sites n'était pas supérieure à 0,24 dB, on peut conclure que la réduction du gain dans les programmes WFR-1 et WFR-2 n'a pas entraîné de SIV sensiblement plus médiocre que le réglage standard WFR.

Tests de préférence

La préférence subjective des participants pour le réglage avec l'option standard pour les adaptations ouvertes (WFR), le réglage WFR+1 avec augmentation du gain à 1-2 kHz ou les réglages WFR-1 et WFR-2 avec réduction du gain, a été étudiée dans une seconde partie de l'étude.

Chez Widex au Danemark, il a été demandé à 13 participants d'essayer les quatre programmes d'écoute dans leur environnement quotidien pendant environ une semaine et de remplir un journal avec des observations personnelles sur la qualité sonore avec chacun des quatre programmes.

De même, chez ORCA-EU à Stockholm, 10 sujets ont participé à une balade guidée en ville au cours de laquelle ils ont essayé les quatre programmes d'écoute tout en indiquant leurs observations sur la qualité sonore à un questionnaire de test qui s'est baladé avec eux.

Pour chacune des situations sonores expérimentées, il a été demandé aux participants de sélectionner le programme d'écoute qu'ils ont préféré. La Figure 4 montre la répartition (%) de la préférence globale pour les programmes WFR+1, WFR, WFR-1 et WFR-2. Plus la répartition est élevée pour un réglage donné, plus les participants ont préféré ce réglage.

Comme nous pouvons le voir dans la Figure 4, les réglages WFR-1 et WFR-2 étaient davantage préférés par les participants malentendants que les réglages WFR+1 et WFR. Une légère tendance à la différence entre les participants qui étaient des utilisateurs d'aides auditives inexpérimentés et ceux qui étaient des utilisateurs d'aides auditives expérimentés a été observée. En effet, il semble que les utilisateurs expérimentés ont préféré le réglage WFR-1 légèrement plus souvent, et que les utilisateurs inexpérimentés ont préféré le réglage WFR-2 plus souvent.

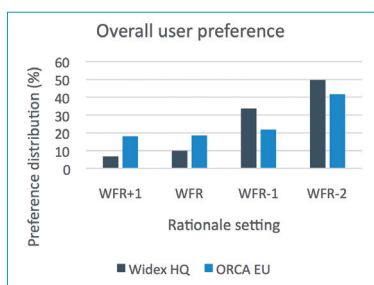


Fig. 4. Répartition (%) de la préférence globale pour quatre versions différentes de l'option d'adaptation de Widex, appliquée pour des adaptations ouvertes. Les barres indiquent la préférence observée dans deux études distinctes, une promenade guidée réalisée avec 10 participants chez ORCA EU (barres bleues) et un essai en conditions réelles avec 13 participants réalisé chez Widex HQ (barres noires).

Selon les résultats issus des deux tests de préférence, il a été décidé d'appliquer le réglage WFR-2, avec une réduction de gain maximale à 1-2 kHz, pour les utilisateurs inexpérimentés appareillés avec Widex EVOKE. Pour les utilisateurs expérimentés, le réglage WFR-1 avec une réduction de gain plus faible a été appliqué.

Conclusion

Un nouveau réglage, « selon l'expérience avec l'aide auditive », a été appliqué dans Compass GPS 3.0 pour EVOKE. Lors de la sélection du réglage pour utilisateurs inexpérimentés ou utilisateurs expérimentés, une différence du gain global pouvant aller jusqu'à 2 dB est possible, entraînant ainsi une légère différence du volume sonore perçu par l'utilisateur des aides auditives. En outre, le gain dans les fréquences moyennes a été réduit pour les adaptations ouvertes ; et la réduction du gain la plus importante concerne les utilisateurs inexpérimentés. Cela permet d'obtenir une qualité sonore plus transparente sans compromettre la capacité de l'utilisateur à comprendre la parole.

Ainsi, l'option d'adaptation de Widex a été optimisée pour l'aide auditive EVOKE de façon à ce que les audioprothésistes puissent obtenir une adaptation plus individualisée, dans le but d'améliorer la satisfaction des utilisateurs et de répondre aux besoins d'écoute individuels.

Références

- Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G. (2001). NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *J. Am Acad Audiol.* 12(1):37-51.
- Dillon, H. (2012). *Hearing aids.* Thieme Verlag.
- Keidser G, Dillon H, Carter L, O'Brien A. (2012). NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends Amplif.* 16(4):211-23.
- Keidser G, O'Brien A, Carter L, McLelland M, Yeend I. (2008). Variation in preferred gain with experience for hearing-aid users. *Int J Audiol.* 47(10):621-35.
- Gatehouse S. (1993). Role of perceptual acclimatization in the selection of frequency responses for hearing aids. *J Am Acad Audiol.* 4(5):296-306.
- Kuk F, Schmidt E, Jessen A.H, and Sonne M. New technology for effortless hearing: A "Unique" perspective. *Hearing Review.* 22(11):32-36.
- Smeds K, Dahlquist M, Wolters F, Larsson J, Hertzmann S. *Widex Fitting Rationale.* (2016). A Need for a Change? *Hearing Review,* 23(1):24.
- Smeds, K., Dahlquist, M., Paludan-Müller, C., Larsson, J., Hertzman, Båsjö, S (2015). Proprietary Hearing Aid Gain Prescriptions: Changes Over Time. *Hearing Review,* 22(5):16-22.

Donnez votre adresse mail et postale pour recevoir les Cahiers de l'Audition !



Audioprothésistes, continuez de recevoir les Cahiers de l'Audition en nous communiquant vos coordonnées !

Société.....
Nom Prénom
Adresse.....
.....
Code Postal Ville
E-mail

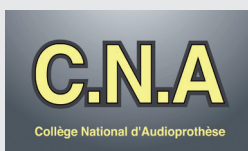


Vous n'êtes pas audioprothésistes, vous souhaitez recevoir les Cahiers de l'Audition. Communiquez-nous vos coordonnées !

Bon de commande à renvoyer avec votre chèque

France : 42 € /1 an **Europe** : 82 € /1 an **Monde** : 92 € /1 an

Société.....
Nom Prénom
Adresse.....
.....
Code Postal Ville
E-mail



Collège National d'Audioprothèse
20 rue Thérèse • 75001 Paris • cna.paris@orange.fr



■ TRIBUNE

« Reste à charge zéro » en audioprothèse, une opportunité de santé publique

Par Luis Godinho*

LE QUOTIDIEN DU MÉDECIN
Jeudi 24 mai 2018 - n° 9667

Les premières annonces du gouvernement sur l'amélioration de la prise en charge en optique, dentaire et audioprothèse sont attendues pour le début juin. Dans le texte qui suit, Luis Godinho, chef de file des audioprothésistes revient sur les bénéfices attendus pour les patients dans son secteur d'activité.

Alors que le Gouvernement travaille à la mise en œuvre du « reste à charge zéro » pour l'optique, les prothèses dentaires et auditives, plusieurs études publiées ces derniers mois viennent éclairer d'un jour nouveau celui de ces trois secteurs le moins connu : l'audioprothèse.

Le déficit auditif est l'une des affections les plus courantes du vieillissement puisque, après 50 ans, une personne sur trois est concernée et une sur deux après 75 ans. Il affecte tous les aspects de la vie d'une personne : son état de santé, sa santé mentale, sa vie sociale et sa qualité de vie en général. On imagine difficilement d'autres conséquences du vieillissement qui touchent tant de gens et ont des effets aussi profonds.

Dans une étude publiée en juillet 2017 dans le Lancet [1], les auteurs estimaient que la prise en charge du déficit auditif était le plus important facteur modifiable susceptible de prévenir la démence. En janvier 2018, une première étude au long cours de l'Inserm [2] confirmait l'existence, chez les sujets rapportant des problèmes auditifs, d'un risque accru de dépression, mais aussi de dépendance et de démence. Elle montrait surtout pour la première fois que, pour les sujets utilisant des appareils auditifs, le sur-risque lié aux « 3 D » (dépression, dépendance, démence) était absent.

Récemment [3], des chercheurs ont également constaté que les personnes âgées malentendantes qui utilisaient des appareils auditifs étaient moins susceptibles d'avoir été admises à l'hôpital ou aux urgences, par rapport à celles non appareillées.

De plus, celles qui avaient été hospitalisées et portaient des appareils auditifs avaient des séjours plus courts que celles qui n'étaient pas équipées.

Sont également documentées des baisses de consommation de médicaments et de visites médicales, dès les premiers mois d'équipement chez les retraités. Chez les actifs, l'appareillage est associé à un meilleur taux d'emploi et de plus hauts revenus.

Ces résultats corroborent les études médico-économiques établissant que le rapport entre le coût de l'équipement en audioprothèses et les économies sur les dépenses de santé est de l'ordre de un à dix. C'est un ratio rarissime que l'on ne constate que pour la vaccination.

Un angle mort de notre protection sociale

L'amélioration de la qualité de vie est évidente pour les usagers eux-mêmes puisque, malgré les 1 000 euros par oreille de reste à charge moyen qu'ils connaissent aujourd'hui dans notre pays, plus de deux millions d'entre eux sont équipés. Pourtant, non réévalué depuis 1986, le remboursement de l'audioprothèse pour les adultes est 5 à 7 fois plus faible en France que dans les pays voisins, avec, à la clé, des inégalités d'accès majeures, notamment pour les deux millions de retraités et de chômeurs qui n'ont pas les moyens d'avoir une mutuelle complémentaire.

Les appareils auditifs, bien de nécessité que l'on n'acquiert que par stricte obligation, sont dans un angle mort de notre protection sociale avec 60 % de reste à charge. Les dépenses actuelles de l'Assurance maladie qui leur sont consacrées s'élèvent ainsi à 150 millions d'euros par an. Un rattrapage partiel de nos voisins nécessiterait un investissement de 80 millions d'euros par an pendant 4 ans pour un total de 320 millions, soit une dépense globale de 470 millions d'euros en 2022. À titre de comparaison, en Allemagne les assurances maladie obligatoires ont dépensé 925 millions d'euros en 2016. Accompagné d'un effort complémentaire des professionnels, cet investissement permettrait l'accès sans reste à charge à des équipements et un suivi de qualité pour environ 500 000 à 600 000 malentendants supplémentaires, aujourd'hui économiquement empêchés.

Des économies à la clé

Alors que l'investissement dans l'audioprothèse procure un « rendement » exceptionnel pour les fonds publics, il répond en outre à deux des priorités annoncées par le Ministère de la Santé : prévention tout au long de la vie et inégalités sociales d'accès à la santé. Rares sont les facteurs facilement « modifiables », ayant à la fois un effet bénéfique et rapide sur la cognition, la santé mentale, la dépendance, l'espérance de vie en bonne santé, l'emploi, et, au-delà, sur les comptes sociaux... Dans le contexte, faut-il le rappeler, du vieillissement de la population, cette mesure fera sentir ses effets bénéfiques dans de multiples dossiers gouvernementaux : économies dans les soins de ville et à l'hôpital, maintien à domicile des personnes âgées et moindre recours aux EHPAD, amélioration du taux d'emploi des personnes souffrant d'un handicap auditif...

La pertinence de l'amélioration du remboursement de l'audioprothèse est ainsi largement confirmée et sera décisive, notamment dans les stratégies de prévention liées au « bien vieillir ».

* Président du Syndicat national des audioprothésistes

Membre du Haut conseil pour l'avenir de l'assurance maladie

[1] Commission « Dementia prevention, intervention, and care », The Lancet, 19 juillet 2017, 62 pages. <http://www.thelancet.com/commissions/dementia2017>

[2] Death, Depression, Disability, and Dementia Associated With Self-reported Hearing Problems: A 25-Year Study, Héléne Amieva, Camille Ouvrard, Céline Meillon, Laetitia Rullier, Jean-François Dartigues, The Journals of Gerontology, 03.01.2018 : <https://doi.org/10.1093/gerona/glx250>

[3] Mahmoudi E, Zazove P, Meade M, McKee MM. Association Between Hearing Aid Use and Health Care Use and Cost Among Older Adults With Hearing Loss. JAMA Otolaryngol Head Neck Surg. Published online April 26, 2018. doi:10.1001/jamaoto.2018.0273



■ « Reste à charge zéro » : les audioprothésistes s'engagent pour une réforme historique

Paris, le 13 juin 2018



Après plusieurs mois de discussions, le secteur de l'audioprothèse est parvenu à un accord avec le Gouvernement. Cet accord historique, signé par l'UNSAF, ouvre une nouvelle ère dans la compensation du déficit auditif dans notre pays au bénéfice des malentendants, et particulièrement des plus modestes d'entre eux. Il repose sur la mobilisation de l'ensemble des parties prenantes qui, chacune, au regard des enjeux, a consenti des efforts. Celui de l'Assurance maladie, même s'il porte le remboursement à un niveau qui demeure néanmoins bien en deçà de celui de nos voisins européens, est à saluer car inédit depuis plus de 30 ans.

Depuis des années, le Syndicat national des audioprothésistes (UNSAF) appelait à un meilleur remboursement de l'audioprothèse, afin de faire progresser l'accès aux soins des déficients auditifs. Il a inspiré le chef de l'Etat qui a engagé une politique volontaire de remobilisation de l'Assurance maladie et des complémentaires santé sur l'amélioration de la prise en charge des aides auditives.

Le dispositif issu de cet accord entrera en application progressivement entre 2019 et 2021 et verra les régimes d'assurance obligatoire et complémentaire faire évoluer le niveau de leur prise en charge. De leur côté, les audioprothésistes s'engagent à proposer une offre de qualité à tarif maîtrisé, comprenant le suivi et l'accompagnement de la personne appareillée, pour une durée minimale de quatre ans.

Par ailleurs, afin de suivre l'évolution des taux d'équipement et de s'assurer de la soutenabilité économique du dispositif, un observatoire sera créé qui permettra d'anticiper les ajustements éventuellement nécessaires.

L'UNSAF salue une réforme reposant sur un effort de l'ensemble des acteurs : audioprothésistes, Assurance maladie et complémentaires santé.

Le réinvestissement du secteur de l'audioprothèse par la puissance publique devrait enfin permettre de lancer des campagnes d'information, de repérage et de prévention, pour alerter sur les graves conséquences encore trop méconnues du déficit auditif.

Les audioprothésistes s'engagent à promouvoir ce dispositif auprès des patients et du grand public.

Leur effort de communication devra être accompagné par les Pouvoirs publics, l'Assurance Maladie et les complémentaires santé, et cela dès maintenant, afin d'éviter d'inutiles retards de prise en charge.

Le détail des principales mesures

- Nouvelle nomenclature avec la création de deux classes adaptées à la technologie actuelle : la classe I, dotée d'un prix limite de vente et destinée au panier « reste à charge zéro », et la classe II en prix libre.
- Durée de garantie et durée minimale avant un renouvellement fixées à 4 ans.
- Engagement des audioprothésistes à mettre en œuvre dès 2019 un suivi de toutes les prestations de suivi réalisées à l'issue de la prestation initiale d'adaptation, en lien avec les caisses d'assurance maladie ; suivi réalisé par le biais du système SESAM-Vitale.
- Engagement des audioprothésistes à faciliter le changement d'audioprothésiste réalisant le suivi d'un patient, notamment en cas de déménagement du patient, ou, sous certaines conditions, si celui-ci souhaite être suivi par un autre audioprothésiste.

- Tarifs et remboursements pour la classe I pour les adultes (par oreille) :

Mise en place progressive des prix limites de vente (PLV) à partir de 2019 : offres à « reste à charge maîtrisé » en 2019 et 2020, puis offre à « reste à charge zéro » en 2021. Augmentation progressive de la base de remboursement de la Sécurité sociale (BRSS) dès 2019.

- Tarifs et remboursements pour la classe I pour les enfants de moins de 20 ans (par oreille) :

Fixation d'un PLV de 1 400 euros et d'une BRSS de 1 400 euros dès 2019.

- Tarifs et remboursements pour la classe II : Tarifs libres. Mêmes bases de remboursement de la Sécurité sociale qu'en classe I.

- Contrats responsables :

Montant total de la prise en charge par les complémentaires limité à 1 700 euros

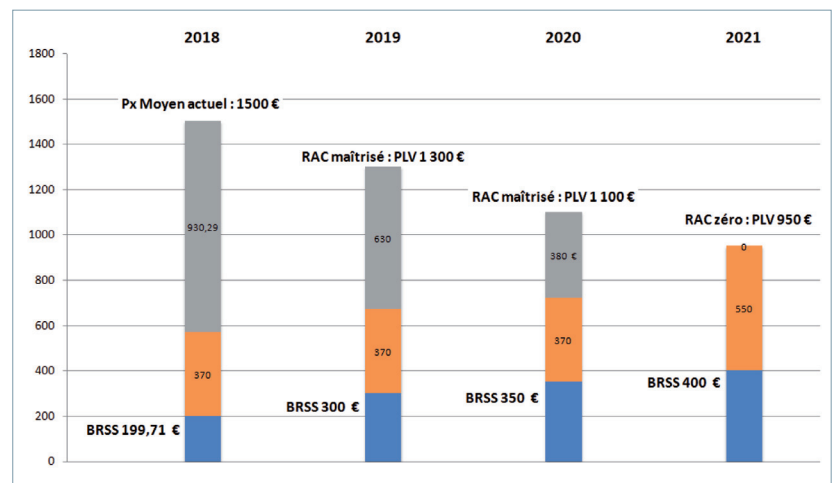
Pour toute information complémentaire,

visitez le site : www.unsaf.org

Contact Presse

Luis Godinho - 06.88.88.07.83 -

contact@unsaf.org





Communiqués de presse

PHONAK
life is on

Lothar Matthäus soutient un camp de football pour enfants atteints de perte auditive

Phonak et Simon Ollert gagnent le soutien de la légende du football allemand et de la marque de sport PUMA pour leur événement

25 mai 2018 – Lothar Matthäus envoie ses salutations par vidéo, PUMA sponsorise l'équipement de l'équipe, l'appel à participation est lancé à travers le monde entier : le camp de football pour enfants avec perte auditive est également une réussite pendant l'été de la Coupe du monde. Cet événement sportif est organisé par Phonak, le principal fournisseur de solutions auditives et Simon Ollert, joueur d'expérience de la Bundesliga malgré sa perte auditive profonde. Objectif de la manifestation : stimuler les enfants atteints de perte auditive et avoir une influence positive sur leur vie à travers le football. Jusqu'à 35 filles et garçons d'Allemagne et d'autres pays sont invités du 30 mai au 3 juin pour s'entraîner avec Simon Ollert à Ettal, en Haute-Bavière.



« Pour nous, le camp de football pour enfants avec perte auditive est devenu une manifestation fixe », dit Martin Grieder, Group Vice President Hearing Instruments Marketing de Sonova. « Nous sommes très heureux de poursuivre notre concept réussi avec Simon Ollert pour la troisième année déjà. C'est génial que PUMA et Lothar Matthäus nous soutiennent. Ainsi, nous pouvons apporter une contribution positive ensemble afin d'améliorer la qualité de vie des enfants. »

Lothar Matthäus, ancien footballeur de niveau mondial, joueur national et entraîneur, est présent avec un message vidéo encourageant : <https://youtu.be/co5cJa5POFo>

« C'est super que votre camp connaisse une telle réussite et que, pour sa troisième année, il compte déjà des participants de différents pays. C'est un formidable projet que Simon a créé avec Phonak. Je me réjouis que Puma soit maintenant à vos côtés en tant que fournisseur et vous soutienne. J'aurais aimé y participer moi-même et je vous souhaite une bonne continuation pour les années à venir. »

L'appel international à la participation au camp est organisé en partenariat avec les audioprothésistes pédiatriques et les sociétés nationales Phonak. Il s'adresse aux filles et aux garçons passionnés de football ayant une perte auditive et âgés de 10 à 14 ans. La candidature se fait désormais par vidéo. Un clip court, enregistré avec un smartphone, doit montrer une présentation personnelle et quelques compétences en football. Ainsi, Phonak et Simon Ollert avec son équipe d'entraîneurs peuvent faire connaissance avec les enfants au préalable, s'en charger de manière optimale selon leurs performances sportives et stimuler leur développement de façon encore meilleure et plus ciblée.

Les précédents participants sont enthousiasmés par la qualité élevée du camp de football. « C'était fantastique de voir comment les enfants se sont développés pendant cette période », dit la mère d'une participante de l'année dernière. « La prise en charge des enfants est très personnelle, individuelle et attentionnée ».

Les unités d'entraînement pendant les cinq jours de la manifestation sont encadrées professionnellement par Simon Ollert et son équipe d'entraîneurs. La sensation du ballon et l'adresse footballistique sont transmises. Le fairplay et l'esprit d'équipe sont mis en valeur. Dans le cadre du jeu, il s'agit de gagner en confiance, se mesurer avec des personnes du même âge et d'aller au-delà de soi-même sur le plan sportif et personnel. Le programme d'entraînement complet se déroule sur différents terrains de football à Ettal et dans les environs, devant le paysage pittoresque des Alpes d'Ammergau.

En matière d'équipement de l'équipe, le partenaire PUMA répond à tous les souhaits. La marque de sport internationale met à disposition les ballons, maillots et sacs de sport. Les enfants sont habillés en collaboration avec le partenaire commercial régional STS Sport & Travel Service de Murnau. Les tenues professionnelles créent des conditions d'entraînement optimales et favorisent la sensation de groupe sur le terrain. « Nous sommes heureux d'aider Phonak à enrichir la vie de ces enfants à travers la force unique du sport et du jeu. Phonak partage nos valeurs de dépasser les limites grâce au sport », dit Matthias Bäumer, directeur de PUMA Allemagne, Autriche, Suisse (DACH).

Dans le programme cadre aussi, composé d'activités en extérieur et d'autres surprises, l'esprit d'équipe est au centre. Il y aura toujours des opportunités d'échanger avec Simon Ollert à propos de sa vie de footballeur professionnel et de partager ensemble des expériences sur le quotidien avec des aides auditives.

Des experts Phonak, qui accompagneront la manifestation tout du long, apporteront des conseils et des astuces utiles pour la vie avec des aides auditives à l'école, au sport et dans les loisirs. Phonak développe des solutions auditives depuis plus de 70 ans et possède des décennies d'expérience dans l'appareillage des enfants. L'entreprise propose les solutions auditives et radio les plus modernes, qui s'adaptent de manière optimale aux besoins quotidiens des enfants et adolescents à travers leur taille, couleur, forme et technique.

Pour Simon Ollert, le camp de football lui tient à cœur. « Ma propre histoire montre qu'on peut tout réussir malgré une perte auditive. C'est fantastique que Phonak m'aide à réaliser cet événement sportif unique. Nous pouvons ainsi enthousiasmer et encourager les enfants et les adolescents afin qu'ils poursuivent aussi leurs objectifs dans la vie. » Voici le lien vers le film plusieurs fois récompensé sur le parcours de Simon Ollert dans le football professionnel : Silence, moteur, ça tourne !



Phonak, au coeur de l'événement

2018



À partir du 14 juin 2018, l'événement sportif de l'été démarre. A cette occasion, Phonak a décidé de développer une campagne dédiée à cet événement afin de partager

tous ensemble un moment convivial à l'occasion de cette compétition mondiale !

Novices comme experts du ballon rond, Phonak invite ses clients, ses collaborateurs ainsi que les étudiants des 7 écoles d'audioprothèse à découvrir et à s'inscrire sur la plateforme de pronostics en ligne Phonak :

<http://phonak.pronosticgames.fr/>

L'objectif ?

Gagner des points, progresser dans le classement et remporter l'un des nombreux lots mis en jeu à cette occasion. De nombreuses autres actions et animations sont prévues durant ce mois de compétition. Ainsi, les partenaires Phonak se verront remettre des supports de PLV dédiés afin d'habiller leurs centres aux couleurs de l'événement ainsi que des outils de marketing direct afin qu'ils puissent communiquer auprès de leur patients.

Pour de plus amples informations,
rendez-vous sur www.phonak.fr,
www.phonakpro.fr.

Interlocuteur pour les relations médias :
France - Maud GARREL
Tél. +33 4 72 14 50 00
E-mail maud.garrel@sonova.com



Les Universités d'été Phonak 2018

Bron, France - 9 juillet 2018 – La 7^{ème} édition des Universités d'été Phonak vient de s'achever réunissant plus de 60 étudiants dans la capitale des Gaules.

Venus des 4 coins de la France les étudiants se sont donnés rendez-vous ce week-end au Mama Shelter de Lyon pour assister aux Universités d'été Phonak. Cet événement axé autour d'ateliers de travail, de présentations, de manipulations permet à ces futurs audioprothésistes de découvrir les équipes et les solutions Phonak et de profiter d'un moment de convivialité et de bonne humeur, valeurs chères à Phonak.

Les étudiants de 2^{ème} année venus des sept universités d'audioprothèse ont été accueillis samedi matin par les équipes Phonak (Ventes, Marketing et Audiologie).

La journée du samedi s'est organisée autour de 4 workshops en petits groupes afin de découvrir et tester les produits, la technologie et les solutions Phonak sous forme de présentations, de démonstrations sonores et de manipulations :

- Les eSolutions Phonak
- Démonstration Sonore
- La Chaîne de Mesure
- La Connectivité Phonak et les implants AB

Cette journée de travail a été clôturée par une soirée dans un club de la ville.

Le dimanche matin, tous les étudiants ont été réunis en plénière pour une intervention d'Adrian Travo, Responsable Support Clinique chez Advanced Bionics sur l'implant cochléaire, intervention très appréciée par les étudiants.

Enfin, Elise Neyron, Chargée de la Relation Etudiante et Amélie Debes, Responsable du Service Audiologie ont conclu ce week-end avec une intervention sur la





philosophie et les valeurs de l'entreprise ainsi que l'évolution des innovations de Phonak avant un brunch dominical !

Les mots des étudiants à l'issue de ces deux jours témoignent de leur grand intérêt pour ces sujets et ce type d'intervention : très instructif, intéressant, concret, participatif, interactif, détendu...

« Cet événement très important pour Phonak s'intègre parfaitement dans notre programme d'actions annuel à l'attention des étudiants. Ces universités d'été nous permettent d'aller à la rencontre de nos futurs partenaires afin de leur faire découvrir nos dernières innovations technologiques, nos produits, nos équipes et nos valeurs, le tout dans une ambiance conviviale propice à la réflexion et aux échanges.

Les retours des participants nous encouragent à poursuivre nos initiatives et à investir durablement pour nos partenaires de demain » conclut Elise Neyron.



Pour plus d'informations, contactez : Maud Garrel

Sonova France - Relations Publiques / Presse

Tél : 04 72 14 50 00

Email: maud.garrel@sonova.com



■ Campagne nationale Maître Audio : une communication sous un nouvel angle

La nouvelle campagne de communication Maître Audio 2018 démarre le 4 juin

En France, selon les études Eurotrak* réalisées ces dernières années, il ressort que les 2 principaux freins à l'appareillage sont le prix et la crainte du port de solutions inesthétiques. Starkey, spécialiste de l'intra-auriculaire et considéré comme le leader dans la fabrication de solutions sur mesure, a imaginé une campagne axée sur l'expertise des audioprothésistes Maître Audio dans l'adaptation de solutions auditives invisibles. La communication portera sur l'invisibilité et sur une offre d'essai gratuit d'une solution auditive invisible, pour émerger et capter de nouveaux patients, favoriser «le passage à l'acte» et affirmer les valeurs de l'expertise métier.

Premier temps fort jusqu'à fin Juillet

Un centre d'appel : pour générer des contacts ciblés et des rendez-vous dans les centres labélisés Maître Audio.

Une campagne de visibilité sur le web : pour créer du trafic sur le site Maître Audio et générer des contacts supplémentaires.

Une communication locale : pour créer de la visibilité et générer du trafic de proximité dans les centres, un Kit ILV et des supports de marketing direct et digital sont mis à leur disposition.

Avec cette nouvelle campagne, Starkey donne ainsi les moyens à chaque audioprothésiste Maître Audio de se faire connaître localement et de répondre à l'une des attentes les plus importantes des malentendants : «Porter une aide auditive qui ne se voit pas !»

*Sources Eurotrack France 2009 et 2018

■ Une nouvelle organisation commerciale : pour une plus grande proximité

Starkey France vous informe de la nouvelle organisation de l'équipe commerciale effective dès à présent. Ce nouvel aménagement découle de sa volonté d'apporter de la proximité relationnelle et d'augmenter encore la réactivité avec laquelle Starkey sera en mesure de répondre aux questions et aux attentes de ses clients.

Starkey s'est donnée pour mission de servir mieux que quiconque ses clients en apportant des solutions pratiques et un accompagnement adapté dans leurs défis d'aujourd'hui et de demain.

Responsable régional des ventes de la région sud-est



Medhi HAMEDI rejoint l'équipe commerciale en tant que Responsable Régional des Ventes Sud-Est. Fort de 10 années d'expérience en tant que Manager

Commercial et Consultant pluridisciplinaire, Medhi saura apporter l'expertise et les solutions Starkey adaptées aux besoins des clients ainsi que ceux des patients. «J'ai eu la chance pendant mes dix premières années de carrière de pouvoir identifier, à travers mon expérience de consultant et de directeur de centres de profits, différents facteurs clés de succès. S'il en est un qui est commun à toutes, c'est l'engagement des Hommes ! Comptez sur moi pour être engagé à vos côtés, et tendre vers le succès.» a déclaré Médhi.

Responsable formation de la région sud-est



Nicolas NERGUARARIAN accède à la fonction de Responsable formation Sud-Est et devient l'interlocuteur pour la formation

technique. Fort de 11 années d'expé-

Exigez l'excellence auditive

ESSAI GRATUIT PERSONNALISÉ
VALABLE JUSQU'AU 31/08/18

sur une solution auditive **INVISIBEL**

En savoir plus

**Voir conditions en magasin



rience commerciale avec une sensibilité technique dans le secteur de l'audioprothèse, Nicolas accompagnera ses clients vers les meilleures solutions pour leurs patients et la formation de leurs équipes.

L'industrie auditive évolue constamment et en particulier dans le domaine technologique. Pour que les audioprothésistes gardent une longueur d'avance et puissent développer leur activité en restant les acteurs incontournables dans le processus de l'appareillage auditif ; Starkey les accompagne en leur proposant la meilleure offre de formation possible et un meilleur service de proximité. Dans cet esprit de compétitivité « Servir ses clients mieux que quiconque », Starkey se mobilise pour que les besoins entrepreneuriaux des audioprothésistes soient satisfaits afin qu'ils puissent se consacrer à l'essentiel - leurs patients.

Pour en savoir plus, contactez :
Eric Van Belleghem, Directeur Marketing
+33(1).49 80 74 74 -
eric_van_belleghem@starkey.fr

■ Sivantos et Widex fusionnent en vue de créer un leader mondial des appareils auditifs

sivantos
the hearing company

WIDEX[®]
HIGH DEFINITION HEARING

Sivantos et Widex fusionnent en vue de créer un leader mondial des appareils auditifs

- Projet de fusion des fabricants de prothèses auditives Sivantos et Widex visant à créer le numéro trois mondial du secteur, doté d'une plateforme de distribution multicanale complète couvrant plus de 125 marchés et générant un chiffre d'affaires global d'environ 1,6 milliards d'euros.
- Objectif de devenir, grâce à 800 spécialistes et des ressources abondantes, un acteur de premier plan dans la R&D et l'innovation à l'échelle

mondiale afin d'accélérer l'innovation des appareils auditifs et de fournir des solutions sur mesure, notamment au moyen de sa plateforme numérique de pointe.

- Ambition de redéfinir l'environnement concurrentiel du secteur au moyen de services ciblant les utilisateurs actuels, mais aussi par l'amélioration de l'offre et de l'accès en faveur des millions de personnes atteintes de troubles auditifs.
- Opportunités de carrière prometteuses pour les plus de 10 000 employés des deux organisations dans le monde.

Lynge (Danemark) et Singapour, le 16 mai 2018 : Le fonds EQT, propriétaire de Sivantos Pte. Ltd. (« Sivantos »), et les familles Tøpholm et Westermann, propriétaires de Widex A/S (« Widex »), annoncent aujourd'hui avoir conclu un accord pour fusionner les deux entreprises. Cette fusion stratégique entre égaux permettra de créer un leader des appareils auditifs affichant un chiffre d'affaires consolidé d'environ 1,6 milliards d'euros et comptant plus de 10 000 employés dans le monde. Le montant de la transaction, soit la valeur d'entreprise estimée de cette nouvelle entité, dépasse les sept milliards d'euros.

L'objectif de la fusion est d'accélérer la croissance, de renforcer la pénétration du marché et d'améliorer l'efficacité afin de pouvoir investir davantage dans la R&D et la chaîne d'approvisionnement. La future entité sera ainsi en mesure d'élargir l'accès aux appareils auditifs par l'intermédiaire de ses équipes de vente spécialisées et d'offrir des solutions encore plus innovantes, répondant à tout un éventail de besoins auditifs, de façon à améliorer la qualité de vie de millions de personnes et à leur rendre possible une participation active à leur vie sociale.

Marcus Brennecke, co-dirigeant chez EQT Partners et conseiller en investissement auprès du fonds EQT, déclare : « Sivantos a connu un développement spectaculaire sous le contrôle du fonds EQT. À présent, l'objectif est de changer la donne dans le secteur de l'audition. La fusion de ces deux sociétés innovantes va transformer le quotidien des personnes atteintes de déficiences auditives dans le monde entier. Avec Widex, nous avons trouvé un partenaire de force comparable à Sivantos, animé du même désir d'enrichir la qualité de vie des malentendants. La fusion des deux entreprises offre à EQT une occasion unique d'étendre leur

horizon d'investissement avec Sivantos et de participer à la prochaine phase de transformation du secteur de l'audition. Forts de presque 170 années d'expérience combinées, Sivantos et Widex seront le fer de lance du développement technologique des appareils auditifs pour les générations futures. »

Jan Tøpholm, président de Widex, ajoute : « Nous partageons avec Sivantos cette même vision d'un accès illimité à l'univers des sons, rendu possible grâce à une offre inégalée de prothèses auditives et de services client. Je suis convaincu que cette fusion s'avérera avantageuse pour nos employés, nos partenaires et nos clients, car elle nous permettra d'intensifier nos efforts en vue de devenir le numéro un de l'innovation, de la qualité, de la fabrication et de la satisfaction des clients. Par la suite, nous étendrons notre présence géographique et nous offrirons à notre personnel des opportunités de carrière attrayantes dans d'autres pays et fonctions. La fusion reflète les valeurs et les objectifs à long terme des familles propriétaires de Widex.

C'est pour cette raison que nous avons décidé de mobiliser des fonds substantiels pour nous porter acquéreurs. »

Acteur de premier plan dans la R&D et l'innovation

La fusion débouchera sur la création d'une des équipes R&D les plus innovantes du secteur, qui bénéficie de ressources financières et stratégiques, mais aussi de solides compétences numériques, lui permettant de devenir un acteur de premier plan dans les audioprothèses et les solutions auditives innovantes. Les ressources R&D combinées se composent d'environ 800 spécialistes, qui travaillent dans les centres de Singapour, Erlangen (Allemagne) et Lynge (Danemark), et d'un budget annuel supérieur à 100 millions d'euros.

Les centres R&D continueront à se développer et l'innovation sera accélérée afin de commercialiser davantage de produits plus rapidement, de moderniser et de développer régulièrement les plateformes technologiques et de remédier à une plus grande variété de troubles auditifs grâce à des solutions innovantes, de haute technologie et faciles d'utilisation. Sivantos et Widex nourrissent l'ambition commune de changer le paradigme du secteur par la numérisation, la personnalisation et des



services de nouvelle génération destinés à transformer l'expérience de l'utilisateur final et à élargir l'accès à l'audition.

Les deux sociétés ont joué un rôle de pionnier dans le passé. Parmi les réalisations les plus récentes de Sivantos, héritier des produits Siemens, figure Signia Nx™, une plateforme inédite dans le secteur de l'audition qui permet de résoudre le problème lié à la perception de sa propre voix en filtrant les nuisances sonores et en améliorant ainsi l'intelligibilité.

Sivantos est également pionnier en matière de technologie numérique et de suivi à distance grâce à TeleCare, un outil permettant aux spécialistes d'ajuster les appareillages à distance en temps réel.

Widex a lancé récemment un produit révolutionnaire, WIDEX EVOKE™, la première aide auditive équipée d'une technologie intelligente qui, en temps réel, lui permet d'apprendre les préférences de l'utilisateur et de s'adapter en conséquence.

Une véritable présence internationale et des marques fortes

L'entité fusionnée disposera d'une plateforme de distribution multicanale complète qui couvrira plus de 125 marchés. Les équipes de vente de Sivantos et Widex maintiendront leur présence, puis la renforceront, sur les canaux de distribution traditionnels ainsi que sur Internet. L'objectif ultime est de créer un fournisseur ayant une réelle envergure mondiale, disposant d'une offre complémentaire et de points de contact avec les malentendants du monde entier, et assurant un service client inégalé.

Environ 700 millions de personnes dans le monde souffrent, à des degrés divers, de troubles auditifs, mais seulement 10 % d'entre elles utilisent actuellement un appareil.

En fusionnant, Sivantos et Widex renforceront leur présence internationale et leur moteur de croissance. En unissant leurs forces, ils offriront à leurs employés des possibilités accrues de carrière dans d'autres pays et fonctions.

Le nouveau groupe sera codétenu par le fonds EQT (EQT VI, EQT VII et EQT VIII), y compris des co-investisseurs, et par les familles danoises Tøpholm et Westermann. Ces dernières, fondatrices et propriétaires de Widex, constitueront

À propos du groupe Sivantos

Depuis le début de l'année 2015, les opérations commerciales de la branche aide auditive de Siemens AG ont été incorporées au groupe Sivantos, dont le siège est à Singapour. Sivantos peut se targuer de plus de 130 années d'ingénierie allemande et d'innombrables innovations à l'échelle mondiale. Aujourd'hui, Sivantos est un des premiers fabricants au monde d'appareils auditifs. Comptant 5 950 employés, Sivantos distribue à travers son réseau de vente des prothèses auditives et des accessoires à des spécialistes de l'audition et à des partenaires commerciaux dans plus de 120 pays. Sivantos est codétenu par EQT et la famille Strüngmann, en tant que co-investisseur.

Sivantos GmbH est le titulaire officiel de la marque Siemens AG.

<https://www.sivantos.com/en/>

À propos de Widex

Avec plus de 60 ans d'expérience dans le développement de technologies auditives de pointe, Widex, dont le siège est à Lyngø (Danemark), propose des solutions faciles d'emploi, qui s'intègrent sans difficulté dans la vie quotidienne des patients et leur permettent d'entendre de façon naturelle. Widex est un des premiers fabricants au monde d'appareils auditifs et emploie 4 250 personnes dans la vente, la fabrication, l'exploitation, la distribution et la R&D dans 38 pays ; ses produits sont vendus dans 105 pays. La stratégie actuelle, adoptée en 2018, a pour objectif de multiplier par deux le chiffre d'affaires d'ici cinq ans. Widex est détenant par les familles Tøpholm et Westermann, descendantes des fondateurs.

<https://global.widex.com/en>

À propos d'EQT

EQT est une grande société d'investissement détenant plus de 50 milliards d'euros d'actifs au travers de 27 fonds. Le fonds EQT a des sociétés de portefeuille en Europe, en Asie et aux États-Unis réalisant un chiffre d'affaires total de plus de 19 milliards d'euros et comptant environ 110 000 employés. EQT travaille avec des sociétés de portefeuille afin d'atteindre des objectifs de croissance durable, d'excellence opérationnelle et de domination du marché.

www.eqtpartners.com

le principal actionnaire individuel, ce qui reflète leur engagement à long terme envers la société. La fusion permettra de conjuguer la puissance de création de valeur du fonds EQT avec l'horizon à long terme que possèdent les propriétaires de Widex. Le nouveau siège social se situera à Lyngø (Danemark) et Singapour. Les deux sociétés seront représentées de manière équilibrée au sein du Conseil d'administration et de la Direction.

La transaction est soumise à diverses autorisations réglementaires et aux conditions habituelles de clôture. Le processus d'approbation commence aujourd'hui. Jusqu'à sa finalisation, la fusion n'aura aucun effet sur les employés, les clients ou les fournisseurs.

Le financement de la fusion est orchestré par J.P. Morgan, Goldman Sachs et Deutsche Bank ; le dispositif devrait remplacer les modalités de financements actuelles. Latham & Watkins ont joué le rôle de conseiller financier. Widex est conseillé par J.P. Morgan, Kromann Reumert et Deloitte. EQT et Sivantos sont conseillés par Freshfields Bruckhaus Deringer, Plesner, PricewaterhouseCoopers et AON. Le Boston Consulting Group a fourni des conseils supplémentaires sur le plan commercial.

Ce communiqué de presse constitue la divulgation au public d'informations internes par Auris Luxembourg II S.A., enregistrée conformément au règlement (UE) 596/2014 (16 avril 2014). L'avis sera communiqué par Willem-Arnoud Van Rooyen de la société Auris Luxembourg II S.A. le 16 mai 2018.



FonctionsExecutives.com Un service innovant à destination des orthophonistes

FONCTIONS EXECUTIVES .COM

À l'ère du numérique, au moment où les liens entre audition et cognition passionnent les scientifiques, nous savons à quel point une déficience auditive entraîne un impact sur les fonctions exécutives. Les fonctions exécutives regroupent divers processus cognitifs, tels que la planification, le contrôle attentionnel et l'inhibition, la flexibilité cognitive ou encore les capacités de mémoire de travail (MDT).



Historique

FonctionsExecutives.com est un nouveau service en ligne créé par les orthophonistes Stéphanie Reinquin et Mélanie Boyer, centré sur les rééducations des fonctions exécutives, chez l'enfant et l'adulte. Il s'intègre dans une plateforme existante proposant un concept de génération de matériel de rééducation sur mesure, née il y a presque 10 ans. L'histoire de cette plateforme débute en 2009, avec la création d'un premier service LangageOral.com, suivi un an plus tard en 2010 de LangageEcrit.com, tous deux créés par l'orthophoniste Marie-Estelle de Polignac. En 2014, s'ajoute LogicoMaths.com, créé par l'orthophoniste Sophie Fragnon autour de la cognition mathématique.

À qui s'adresse FonctionsExecutives.com ?

FonctionsExecutives.com est un site internet exclusivement réservé aux orthophonistes, logopèdes et logopédistes et aux étudiants dans ces domaines.

Les matériels créés grâce à FonctionsExecutives.com (proposant les modalités visuelle et/ou auditive), s'adressent :

- Aux enfants et adolescents présentant des troubles spécifiques de l'Attention et des Fonctions Exécutives associées (TDA-TDAH)
- Aux enfants, adolescents et adultes présentant des troubles spécifiques ou d'apprentissage mettant en jeu la mémoire, l'attention et le contrôle exécutif (DL-DO, dysphasie, retard de langage...)
- Aux adultes présentant des pathologies neurodégénératives, TC, des troubles neurologiques post-AVC...

Que permet de faire FonctionsExecutives.com ?

Ce site internet permet l'entraînement spécifique des processus cognitifs : attention, MDT, inhibition, flexibilité et planification.

Souvent les matériels papier ou les logiciels existants proposent des exercices "tout faits" et ne répondent donc pas exactement aux besoins des orthophonistes. FonctionsExecutives.com permet aux praticiens de créer leurs propres exercices sur mesure, sous la forme de jeux interactifs et de matériels à imprimer, en quelques clics seulement.

FonctionsExecutives.com offre par ailleurs la possibilité de répondre aux principes essentiels de la plasticité cérébrale : spécificité, répétition, intensité et durée que sont les critères de Kleim et Jones.

Comment ?

En proposant des options de paramétrage pointues qui permettent d'ajuster précisément les tâches (temps de traitement, nombre d'items, durée d'exercice, concrétude...) dans le souci de personnaliser et adapter la progression du projet thérapeutique de chaque patient.

En permettant un entraînement régulier grâce à l'envoi aux patients d'exercices spécifiquement paramétrés par l'orthophoniste créant un renforcement et un transfert des compétences ciblées.

FonctionsExecutives.com permet aux praticiens de générer à la carte du matériel de rééducation personnalisé, configurés pour s'adapter à chaque patient.

Jeux interactifs personnalisés

En quelques clics, l'orthophoniste génère des jeux interactifs personnalisés à partir des éléments de son choix. Les jeux peuvent être facilement configurés afin de s'adapter à sa méthode de travail, au patient, sa pathologie et la progression de la rééducation.

Les jeux interactifs personnalisés générés peuvent être :

- Utilisés directement en séance sur ordinateur ;
- Lancés sur iPad / tablette tactile (afin de proposer une manipulation plus aisée que le traditionnel clavier / souris) ;
- Envoyés gratuitement au patient pour une utilisation depuis son ordinateur ou iPad / tablette tactile.

Matériels à imprimer personnalisés

FonctionsExecutives.com permet d'imprimer de nombreux supports à manipuler ou fiches d'exercices sur mesure. L'orthophoniste peut utiliser directement ces matériels en séance et/ou les donner au patient pour faciliter le réinvestissement à la maison avec la famille.

Organisation de FonctionsExecutives.com

Pour la réalisation de FonctionsExecutives.com, les auteurs ont volontairement choisi de compartimenter les différents processus en cinq outils distincts pour en cibler l'entraînement, même s'ils sont indissociables lors de la réalisation d'une tâche cognitive du quotidien.

Chaque outil se décompose en plusieurs sous-modules, dans lesquels sont classés plus de 235 types de jeux interactifs et formats d'impression.



L'outil Attention

William James : « L'attention est la sélection sous forme claire et précise d'une information ou d'un événement extérieur de la pensée et son maintien dans la conscience ».

FonctionsExecutives.com permet d'adapter différents paramètres inhérents à l'attention :

- Degré d'intensité (exercices progressifs : de la vigilance à l'attention soutenue) ;
- Niveau de sélectivité (attention focale et attention divisée).

Attention focale auditive

L'attention focale auditive consiste à sélectionner une information auditive pertinente parmi d'autres informations de même modalité. Le module «Attention focale auditive» propose des jeux interactifs basés sur des bruits, des phonèmes ou des mots prononcés proposant des tâches d'attention auditive paramétrables. Ce paramétrage des tâches disponibles permet, entre autres, de choisir la détection d'une cible (ou plusieurs) ou d'une catégorie, de déterminer la durée du jeu, d'ajuster le délai entre les stimuli sonores pour adapter et améliorer la vitesse de traitement.

Attention focale visuelle

L'attention focale visuelle consiste à sélectionner une information visuelle pertinente parmi d'autres informations de même modalité. Le module «Attention focale visuelle» comporte des jeux interactifs et des types de matériels à imprimer, basés sur des dessins, photos, formes, lettres, chiffres, et mots écrits proposant des tâches d'attention visuelle paramétrables. La configuration précise des exercices permet, entre autres, de choisir la détection d'une cible (ou plusieurs) ou d'une catégorie, de déterminer la durée du jeu, d'affiner la durée d'apparition des images et d'ajuster le délai entre les images pour adapter et améliorer la vitesse de traitement.

Attention partagée

L'attention partagée consiste à traiter simultanément deux types d'informations pertinentes de modalité identique ou différente. Le module «Attention partagée», comporte des jeux interactifs basés sur des stimuli mixtes proposant des situations

d'attention partagée ou de doubles tâches. Le paramétrage des exercices permet les mêmes réglages cités ci-dessus et offre diverses possibilités de doubles modalités perceptives.



L'outil Mémoire de travail

La mémoire de travail a pour fonction de stocker temporairement des informations et de les manipuler dans le cadre de tâches cognitives plus ou moins complexes. FonctionsExecutives.com permet d'adapter le niveau de complexité :

- En choisissant le type de tâche : reconnaissance ou rappel ;
- En ajustant différents paramètres : empan, temps de présentation, présence de distracteurs, temps de latence...

Mémoire de travail auditivo-verbale

La mémoire de travail auditivo-verbale met en jeu la boucle phonologique afin de maintenir et manipuler des informations auditivo-verbales pour la réalisation d'une tâche.

Mémoire de travail visuelle

La mémoire de travail visuelle met en jeu le calepin visuo-spatial afin de maintenir et manipuler des informations visuelles pour la réalisation d'une tâche.

Mémoire de travail visuo-spatiale

Nous avons fait le choix de regrouper au sein du module Mémoire de travail visuo-spatiale, les activités plus particulièrement focalisées sur la localisation spatiale et les déplacements.



L'outil Inhibition

L'inhibition est la capacité à résister aux informations non pertinentes et aux comportements inadaptés ou automatiques. Dans l'outil «Inhibition», les exercices peuvent être proposés selon une modalité visuelle ou auditivo-verbale.

Inhibition – Interférences

Le module «Inhibition - Interférences» sollicite la capacité du patient à résister à des stimuli exogènes perturbateurs de la tâche comme un bruit de fond et/ou la modification du contexte visuel.

Inhibition - Mise à jour

Le module «Inhibition - Mise à jour» contraint la révision d'une manière appropriée des items conservés en mémoire de travail en remplaçant l'information préexistante par une information plus récente et plus pertinente.

Inhibition - Blocage d'automatismes

Le module «Inhibition - Blocage d'automatismes» met en jeu la résistance à l'impulsivité face aux processus de réponses automatiques.



L'outil Flexibilité

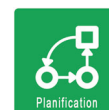
La flexibilité est la capacité à changer de tâche ou de stratégie mentale et à passer d'une tâche cognitive à une autre (switching attentionnel).

Flexibilité - Entrée auditive

Le module «Flexibilité - Entrée auditive» propose des jeux interactifs mettant en jeu des changements de tâches en modalité auditive.

Flexibilité - Entrée visuelle

Le module «Flexibilité - Entrée visuelle» propose des jeux interactifs et des types de matériels à imprimer mettant en jeu des changements de tâches en modalité visuelle.



L'outil Planification

La planification est la capacité à utiliser des stratégies efficaces en anticipant et en prévoyant les étapes d'une tâche.

Le traitement séquentiel verbal nécessite différentes étapes à organiser et à réaliser dans un ordre séquentiel mettant en jeu la chronologie et le raisonnement verbal.

Séquences verbales

Le module «Séquences verbales» offre plus de 100 séquences verbales différentes sélectionnables selon le niveau du patient «Enfant» ou «Adolescent et adulte», proposant un total de plus de 1 000 étapes, chaque étape étant de plus proposée avec différentes formulations (soit près de 2 500 phrases). Toutes les séquences sont accessibles au sein de plusieurs types de jeux interactifs et de matériels à imprimer.



Planification verbale

Le module "Planification verbale" propose des matériels à imprimer permettant de travailler la planification de phrases avec contrainte littéraire sollicitant les stratégies morphosyntaxiques et la recherche lexicosémantique. Le nombre d'éléments par phrase est paramétrable.

Planification visuo-spatiale

La planification visuo-spatiale nécessite différentes étapes à organiser et à réaliser dans un ordre séquentiel mettant en jeu la logique et le raisonnement. Le module "Planification visuo-spatiale" comporte des types de jeux interactifs et des types de matériels à imprimer permettant principalement de paramétrer le nombre d'étapes souhaitées pour réaliser la tâche.

Apport de FonctionsExecutives.com à la pratique orthophonique

Les 4 services qui composent la plateforme

(LangageOral.com, LangageEcrit.com, LogicoMaths.com et FonctionsExecutives.com) sont basés sur le même concept de départ : permettre aux orthophonistes de proposer à leurs patients des tâches personnalisées, sur mesure, en ciblant et en paramétrant précisément le processus cognitif visé.

Ce n'est donc pas l'outil informatique qui dirige la rééducation, mais bien l'orthophoniste qui détermine chaque aspect de la tâche à proposer à son patient. Cela remet le praticien au cœur du processus, en lui permettant d'appliquer toutes ses connaissances théoriques, et toutes celles acquises au fil de son expérience professionnelle. La facilité d'utilisation autorise le praticien à générer en temps réel les matériels à utiliser et lui permet une adaptation et un réajustement des tâches proposées au plus près des besoins thérapeutiques tout au long de la séance.

Chaque jeu interactif présente, en fin de tâche, des résultats chiffrés, permettant au praticien de :

- Visualiser le nombre d'erreurs ;
- Analyser le type d'erreurs ;
- Évaluer la progression du patient.

Conclusion

FonctionsExecutives.com est donc un outil numérique innovant permettant aux orthophonistes, logopèdes et logopédistes :

- Le paramétrage pointu des exercices ;
- La personnalisation des tâches rééducatives pour chaque patient ;
- L'entraînement régulier grâce à l'envoi aux patients d'exercices à utiliser à leur domicile.

Les fonctions exécutives étant des compétences transversales, le site FonctionsExecutives.com s'adresse aussi bien aux enfants présentant des troubles spécifiques d'apprentissage qu'aux adultes présentant des pathologies neurologiques.



Les Cahiers de l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

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

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

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



Communiqués de presse

COLLOQUE ACFOS XV



INSERTION PROFESSIONNELLE : QUE DIRE AUX PARENTS ?

Comment accompagner l'enfant, l'adolescent, le jeune adulte sourd pour lui permettre la meilleure insertion professionnelle possible : un parcours à construire ensemble

12 et 13 novembre 2018
Espace Reuilly
21 rue Hénard 75012 Paris

Dans un marché du travail très tendu, à l'ère de la mondialisation et du développement des technologies numériques, l'organisation du travail est profondément transformée : quelle place dans l'emploi pour les personnes sourdes ?

Quels sont les clés et les leviers sur lesquels s'appuyer pour accompagner votre enfant si vous êtes parent, pour guider un jeune si vous êtes professionnel, ou pour être acteur de votre propre insertion dans la vie active si vous êtes concerné ?

L'objectif de ce colloque est d'explicitier les conditions de réussite de l'intégration professionnelle d'une personne sourde. Il est important de comprendre les "règles du jeu" et de s'y préparer en amont du premier emploi.

Avant-programme 12 novembre

8h : Accueil

9h : Introduction au colloque

Patrick ABOAF, Président du Comité Scientifique

Parent d'une adulte sourde

Expérience insertion professionnelle et handicap : mission handicap (Nokia), AGEFIPH, CNCPH

Parcours associatif : Cochlée Idf, ANPEDA, UNISDA

De l'école à l'emploi : état des lieux, parcours...

La scolarisation des enfants sourds : état des lieux

Samuel BRETAUDEAU, Chef du Service Handicap, Inspecteur pédagogique et technique, DGCS, Paris (à confirmer)

La continuité du parcours de 0 à 20 ans : et après ?

Pr Serge EBERSOLD, Sociologue, LISE-CNAM, Paris

Introduction à la table-ronde : les principes de l'orientation

Hélène LEGAULT- DE COMPIEGNE, Cheffe du Service Handicap, ONISEP, Paris

Table-ronde : "Processus adolescent, dynamique familiale : l'orientation et l'accompagnement des sourds vers l'emploi
Animateur : Gilles POLLET, Directeur ARIEDA, Montpellier

Participants : adulte sourd, parent, psychologue, coordinatrice formation

12h30-14h : Déjeuner

Etre acteur de son insertion professionnelle : comment se préparer ? Comment communiquer ? Etre conscient des représentations du handicap, de la surdité

14h : Les idées reçues, les attentes, les freins

Intervenant à confirmer

Table-ronde : "Comment accueillir et que répondre aux parents sur le devenir adulte de leur enfant sourd ?"

Animatrice : Florence SEIGNOBOS, Psychologue

Participants : parents d'enfants sourds, Médecin ORL-Audiophonologiste

Un travail sur soi

Table-ronde : "La surdité : la nécessité d'identifier les difficultés "invisibles"

Animatrice : Marie-Laure SAUREL, Consultante en accessibilité, PEPSA3, Paris - Participants : personnes sourdes en emploi de profils et professions variés

Etre acteur de son insertion professionnelle

Marie-Laure SAUREL, Consultante en accessibilité, PEPSA3, Paris

La recherche d'emploi et l'embauche : que dire, que faire ?

Agnès de L'EPINE, Directrice association @talentEgal, Vélizy-Villacoublay

18h05 : Fin de la journée

13 novembre 2018

Lors de l'orientation, être informé pour mieux choisir : les dispositifs existants, les aides technologiques

La politique d'insertion professionnelle des personnes handicapées : état des lieux

8h30 : L'obligation d'emploi des travailleurs handicapés

Guy TISSERAND, Président de TH Conseil, Francheville

Pour une entreprise "inclusive"

Dominique GILLOT, Présidente du Conseil National Consultatif des Personnes Handicapées (CNCPH), Paris

Les acteurs de l'insertion, les aides et prestations, le secteur médico-social

"Le bien-être professionnel et personnel des personnes sourdes" : un travail de recherche effectué par une personne sourde

Laëtitia MAUNOURY, Contrôleuse de Gestion, Société Générale, Paris

Les acteurs et dispositifs de l'insertion professionnelle : que sont-ils ? AGEFIPH
Qu'est-ce qu'une Mission Handicap dans une entreprise ?

Dominique BELLION, Directrice Mission Handicap BNP-Paribas, Paris

12h -13h30h : Déjeuner

13h30 : Table-ronde : "Du milieu ordinaire au secteur protégé : différentes alternatives grâce à l'accompagnement médico-social"

L'accessibilité grâce aux aides technologiques

Témoignages : Thibault DUCHEMIN, créateur de AVA, Olivier JEANNEL, créateur de ROGER VOICE

Table-ronde : les nouvelles technologies : quelle aide dans l'emploi ? Comment commencer dès l'école à les utiliser ?

Animateur : François AUTHIER, Ingénieur, Paris

Participants : Advanced Bionics, Cochlear, Med-El, Oticon Neurelec

Et pour le bébé sourd d'aujourd'hui : quel avenir ? Annie BERNIER, Directrice, CAMSP Espoir 93, Noisy

Conclusion du colloque

Patrick ABOAF, Président du Comité scientifique du colloque, Paris

17h : Fin du colloque



DU AUDIOPROTHÈSES IMPLANTABLES CHEZ L'ADULTE

Avertissement

Cette formation diplômante peut entrer dans le cadre de la :

- Formation Initiale (FI) : étudiants (internes, licence, master...), chefs de clinique inscrits en DESC.
- Formation Continue Individuelle (FCI) : libéraux, salariés et individuels non pris en charge.
- Formation Continue Employeur (FCE) : demandeurs d'emploi et salariés avec prise en charge financière.

Responsable : Pr. Olivier Sterkers

Public et prérequis

Titulaires du diplôme d'État de docteur en médecine - Internes nommés aux concours et inscrits au DES d'O.R.L.- Titulaires du diplôme d'un pays étranger permettant d'exercer la médecine dans ce pays et pouvant justifier d'une compétence en O.R.L. - Titulaires d'un diplôme d'orthophoniste ou étudiants en orthophonie - Titulaires d'un diplôme d'audioprothésiste ou étudiants audioprothésistes - Titulaires d'un diplôme de psychologie et étudiant en psychologie - Les étudiants d'un diplôme d'IUT, d'électronique ou informatique - Étudiants élèves d'Écoles d'Ingénieurs.

Objectifs

Objectif principal : principes, indications et modalités de prise en charge des différentes prothèses auditives implantables chez l'adulte.

Objectifs secondaires : connaissance des bases anatomo-physiologiques de l'audition - diagnostic et évaluation de

la surdité chez l'adulte - connaissance pour chaque implant auditif de ses principes de fonctionnement, indications et modalités de mise en place, de réglage et de suivi - connaissance des principes chirurgicaux pour les prothèses implantables - première approche des réglages des implants cochléaires et des prothèses implantables - actualisation des connaissances à partir des études récentes pour chaque dispositif - connaissance des données médico-économiques rattachées aux implants auditifs

Contenus

Cours théoriques : Physiologie de l'audition - Bilan et prise en charge des surdités - Présentation des prothèses auditives traditionnelles et des différents dispositifs implantables (implant d'oreille moyenne, prothèse à ancrage osseux, implant cochléaire) : principe du traitement du signal, indications, technique chirurgicale, principe généraux des réglages, complications, suivi.

Travaux dirigés : suivi de réglages et de bilans de patients implantés cochléaires dans le Centre Référent pour l'implant cochléaire chez l'adulte en Ile de France (Pitié-Salpêtrière) – ateliers pour une première approche des réglages pour les 4 fabricants

Mots clés : Audition, surdité, prothèses auditives, implant oreille moyenne, prothèse à ancrage osseux, implant cochléaire, implant du tronc cérébral.

Organisation

Formation en 2 modules de 2 jours ½, un module de TD de 2 jours avec ateliers de réglages et 2 jours dans le centre implant.

- enseignement théorique : 38 heures.
- enseignements dirigés : 18 heures.

Calendrier

Jeudi 6, Vendredi 7 et Samedi 8 Décembre 2018

Jeudi 17, Vendredi 18 et samedi 19 Janvier 2019

Jeudi 28, vendredi 29 Mars 2019.

Le samedi, les cours auront lieu uniquement le matin.

Session pratique : deux jours au choix en Avril et Mai 2019 - possibilité d'assister à des interventions chirurgicales

Examen le vendredi 7 Juin 2019 au matin.

Clôture des inscriptions pédagogiques : 31 Octobre 2018 ou avant si nombre maximal d'étudiant atteint.

Contrôle des connaissances

Epreuve écrite

Validation

Diplôme d'Université.

Tarif

Droits universitaires : 261.10 euros

Droits d'enseignement :

F. Initiale : 152 euros

F.C Individuelle : 1.000 euros

F.C Employeur : 1.000 euros

Inscription Pédagogique

Autorisation d'inscription pédagogique préalable à l'inscription administrative et renseignements pédagogiques

Mme Fontaine - Dr. I. Mosnier
GH Pitié-Salpêtrière Unité d'Otologie, Implants Auditifs et Chirurgie de la Base du Crâne - Bâtiment Castaigne, 47-83 Boulevard de l'Hôpital 75651 Paris Cedex 13
Tel : 01 42 16 26 03
Fax : 01 42 16 26 05
email : labo-audio.ori@aphp.fr ou isabelle.mosnier@aphp.fr

Inscription administrative

Faculté de Médecine Pierre et Marie Curie (Code 04E8)

« Les Cordeliers » 15, rue de l'école de médecine - Esc. H – RDC 75006 Paris

Tél. : 01 44.27.45.76/82 ou 94

Email : scolmed3@upmc.fr

Renseignements, tarifs et dossier téléchargeable :

www.fmpmc.upmc.fr
(Formations, inscriptions)

Inscription préalable pour prise en charge par un financeur : (FCE)

UPMC – Formation Continue www.fc.upmc.fr (Code D137)

Tél : 01.44.27.82.87/46/47/49/45

Fax 01.44.27.82.95

fcmedecine@upmc.fr



GERS

(1 heure de Toulouse)

Groupe privé à statut mutualiste (30 salariés) recrute un(e)

Audioprothésiste (H/F)

basé(e) à Auch

(statut salarié / CDI - 35 heures par semaine)

Notre structure à taille humaine nous permet de développer deux centres d'audition au service de nos patients, dans le cadre de notre démarche qualité.

Vous bénéficierez de conditions de travail attractives, et du développement de notre présence sur le département, pour vous épanouir pleinement dans votre métier :

- la confiance de la patientèle grâce à notre professionnalisme reconnu, et à notre notoriété en termes de service
- un accompagnement logistique (tiers-payant, marketing, assistant audition...)
- un plan de formation (DPC, séminaires du réseau national...)

Votre activité sera partagée entre nos deux centres d'Auch et L'Isle Jourdain, bénéficiant d'une synergie avec les centres d'optique.

Nous vous offrons une **rémunération attractive avec statut cadre**, au sein d'un groupe dynamique.

Merci d'adresser votre dossier de candidature sous réf CAUD365D à notre Conseil APPORTS, par mail : apports@apports.net, ou par courrier : 55 avenue Louis Bréguet Bât. Hermès 31400 TOULOUSE.



AUDITION MUTUALISTE
VOTRE AUDITION. NOTRE PRIORITÉ.

La Mutualité Française de la Dordogne recherche pour ses centres de Périgueux :

2 AUDIOPROTHESISTES

- Embauche dès que possible
- Localisation du poste : Périgueux
- CDI temps plein ou temps partiel choisi
- Débutants acceptés
- Convention Collective Mutualité
- Présence d'une assistante
- Statut cadre
- Matériel neuf
- **Salaire : Rémunération motivante**
(base 50K€ + variable + Mutuelle + Tickets restaurants)

Contact :

RICCO Alexandre, Directeur Général adjoint, Mutualité Française Dordogne
dga@mutualite24.fr direction@mutualite24.fr 05-53-35-36-00

AVEYRON

Entreprise mutualiste (550 salariés)

Nous développons des services de soins et d'accompagnement sur le département de l'Aveyron (Hospitalisation à Domicile, centres de santé, services à la personne, centres optique, centres audioprothèse, EHPAD...). Nous disposons de 3 centres d'audition très récents et très performants qui nous permettent d'offrir un service de proximité à nos clients.

2 Audioprothésistes (H/F)

Basé(e) Espalion - réf. CAUD189 D

Basé(e) Villefranche de Rouergue/Decazeville - réf CAUD189 E

Nous vous proposons le soutien et le professionnalisme reconnu de notre structure pour vous accompagner dans le développement de votre carrière professionnelle et la bonne gestion de ce centre, ainsi que l'exercice de votre métier au quotidien à temps plein ou à temps partiel.

Nous vous proposons notamment :

- Du matériel haut de gamme et récent
- Des fournisseurs reconnus, leaders mondiaux (phonak, siemens) et la possibilité de travailler éventuellement avec d'autres fournisseurs.
- Des formations continues (EPU...) et une concertation régulière avec les autres audioprothésistes du Groupe
- Des formations DPC, pour votre développement professionnel
- De travailler sur le logiciel métier COSIUM

Votre expertise technique, votre esprit d'équipe et de coopération, ainsi que le soin que vous apportez à la relation client sont des atouts tout particulièrement appréciés pour ce poste. Vous bénéficierez d'un statut de cadre salarié, d'une rémunération attractive (fixe et variable), ainsi que d'une mutuelle d'entreprise. Ces postes sont également ouverts aux débutants ainsi qu'aux futurs diplômés.

Merci d'adresser votre dossier de candidature sous réf choisie à notre Conseil APPORTS, par mail : apports@apports.net, ou par courrier : 55 avenue Louis Bréguet - Bât. Hermès 31400 TOULOUSE.

AUDE

(1 heure de Toulouse)

Mutualité Française Aude - acteur majeur du département (64 salariés répartis sur 7 sites) recrute dans le cadre d'une création de poste.

Audioprothésiste (H/F)

Basé(e) à Carcassonne

(Statut cadre / CDI - 35 heures par semaine)

Notre structure gère 7 centres d'optique et 4 centres d'audition et participe à des actions de prévention et de promotion de la santé. Nous mettons au service de nos patients un réseau de soins et d'accompagnements très complets. Nos centres audition sont intégrés mais autonomes et indépendants (accueil, espace, cabinet audition et atelier différenciés + assistantes) aux centres optique.

Sous la responsabilité de la Directrice Filière Optique et Audition, vous bénéficierez de conditions de travail attractives et d'un environnement dynamique pour vous épanouir pleinement dans votre métier, dont notamment :

- la confiance de la patientèle grâce à notre professionnalisme reconnu et à notre notoriété en termes de service et d'accueil,
- un plan de formations (DPC, congrès, séminaires organisés par le réseau...),
- un plateau technique neuf et performant au sein d'un ensemble pluridisciplinaire,
- un accompagnement logistique et un service de gestion qui vous déchargera de contraintes administratives.

Vous serez principalement basé(e) sur Carcassonne mais vous assurerez également des permanences sur notre site de Limoux (ouverture programmée en avril 2018). Nous vous offrons un statut de cadre et une rémunération attractive (fixe + variable).

Merci d'adresser votre dossier de candidature sous réf CAUD387A à notre Conseil APPORTS, par mail : apports@apports.net, ou par courrier : 55 avenue Louis Bréguet Bât. Hermès 31400 TOULOUSE.



**La MFN recrute
DES AUDIOPROTHÉSISTES**

Pour nos centres de Normandie

REJOIGNEZ NOUS !

Envoyer votre CV et votre lettre de motivation sur rejoignez-nous@mfn-ssam.fr

Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

Nous recrutons 2 audioprothésistes (h/f)

Pour nos centres audition mutualiste situés dans le **Vaucluse (84)**

CDI temps plein ou temps partiel
1 assistant audio déjà en poste

Diplôme d'Etat d'audioprothésiste exigé

Débutants acceptés
Intégration au poste + plan de formation

Rémunération motivante :
Fixe + variable + mutuelle +
prévoyance + PEE + titres restaurant
Statut cadre

Contact :
christopher.marechal@eovi.fr

Une relation clients 5 étoiles

★★★★★

AUDITION CONSEIL
N°1 du palmarès "Prothèses auditives"
pour la deuxième année consécutive !

LEADER DU SERVICE 2017
Capital

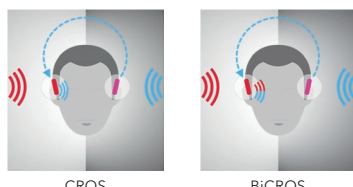
PALMARÈS Capital MEILLEURE ENSEIGNE
Qualité de service
2018

AUDITION CONSEIL
recrute audioprothésistes D.E.

Postes à pourvoir toutes régions
o.delatour@auditionconseil.fr
auditionconseil.fr

1^{er} réseau d'indépendants en France

Les solutions CROS/BiCROS Signia Nx.



CROS

BiCROS



CROS Pure 312 Nx, la seule solution qui combine CROS sans fil et Bluetooth !

- Performances audiologiques incomparables avec **OVP™** (Own Voice Processing), la reconnaissance vocale différenciée
- **e2e Ultra HD** pour une transmission des données en continu
- Connectivité en **Bluetooth® Low Energy**
- Compréhension optimale de la parole dans le bruit avec **SuperFocus et SpeechFocus**
- Écoute du **téléphone dans les 2 oreilles**
- **TeleCare** pour un suivi personnalisé, - 35% de visites de suivi !
- Compatible avec les **aides auditives Nx équipées du Bluetooth** (Pure Charge&Go Nx, Pure 13/312 Nx, Motion 13/13P Nx)



Bluetooth



CROS Silk Nx, la seule solution CROS/BiCROS CIC du marché !

- **e2e Ultra HD** pour une transmission des données en continu
- Directivité binaurale **OneMic**
- Écoute du **téléphone dans les 2 oreilles**
- **TeleCare** pour un suivi personnalisé, - 35% de visites de suivi !
- Compatible avec les **intra-auriculaires Nx** (Insio IIC/CIC Nx, Silk Nx)
- **Nouvelle faceplate noire pour une parfaite invisibilité**



Découvrez la puissance extrême



Muse iQ

BTE 13 Power Plus

Avec le **BTE 13 Power Plus Muse iQ pile 13** qui délivre un gain de 80 dB, offrant la vitesse et la précision de notre plateforme Synergy, vous pouvez appareiller vos patients atteints de perte auditive sévère à profonde. De plus, notre contour surpuissant a un **indice de protection IP68**, ce qui en fait notre aide auditive la plus résistante à l'eau et à la poussière.

Désormais, les patients qui présentent une perte auditive sévère peuvent, eux aussi, être plongés au cœur de chaque expérience grâce à Acuity Immersion Directionality. Avec cette technologie directionnelle, les utilisateurs bénéficient d'un son spatial plus naturel, dans la plupart des environnements sonores et d'une directivité totale dans les environnements plus bruyants et difficiles.



Rendez-vous sur starkeyfrancepro.com ou renseignez-vous dès maintenant auprès de votre Responsable régional des ventes.



www.starkey.fr

www.starkeyfrancepro.com

