

# Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE  
DU COLLEGE  
NATIONAL  
D'AUDIOPROTHESE

Volume 29 - Juillet/Août 2016 - Numéro 4



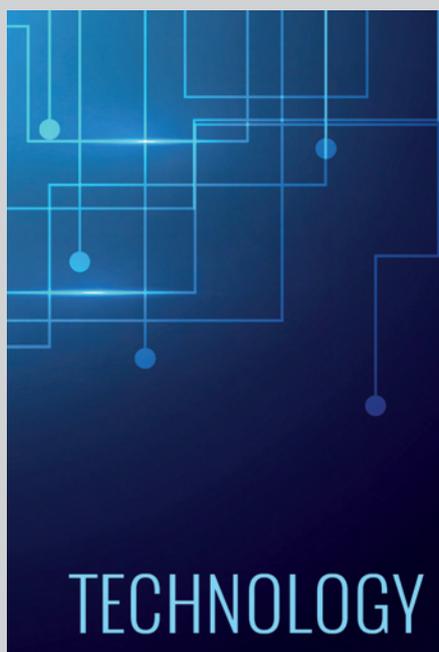
ISSN 09803483

## Dossier

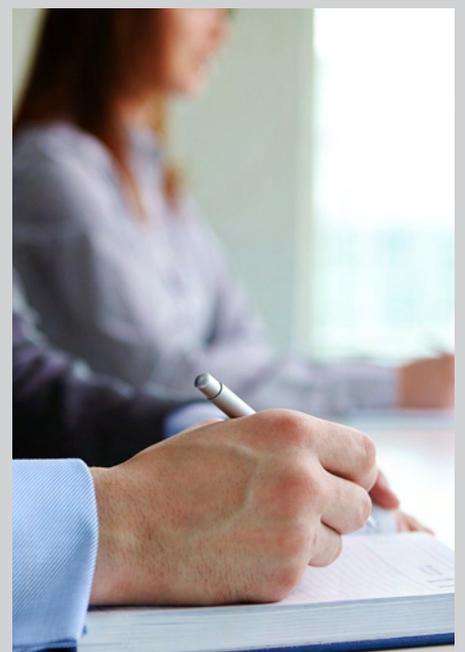
Communications  
présentées lors  
du congrès des  
audioprothésistes 2016



**Veille acouphènes**  
**Vers une acouphénométrie 2.0 ?**  
Philippe LURQUIN, Emmanuel COULON



**Veille technique**  
**Les innovations des industriels**



**Actualités et agenda**  
**Formations, congrès...**

# Rassemblons nos valeurs pour donner le meilleur de la correction auditive



Dans le contexte actuel de sous équipement des personnes malentendantes, le travail à l'unisson est déterminant : les **130 laboratoires du réseau national Dyapason** préparent l'avenir de notre métier et se fédèrent autour de **valeurs humaines et éthiques fortes**.

## ➤ Une haute qualité de soins

Appartenir au réseau Dyapason c'est adhérer à un niveau de qualité de soins élevé, certifié par un label : tout en conservant sa propre enseigne, l'audioprothésiste partenaire bénéficie de la marque Dyapason en s'engageant formellement au respect des 119 points de la **Charte de soins Dyapason** définie par la commission d'éthique et de surveillance du réseau. Tout membre Dyapason souscrit à ce cahier des charges en signant un contrat de licence de marque. Il valide aussi le principe d'un contrôle permanent de sa pratique : l'exigence du réseau garantit **la qualité et l'homogénéité des soins** des laboratoires Dyapason auprès du corps médical et du grand public.

## ➤ Un accompagnement personnalisé

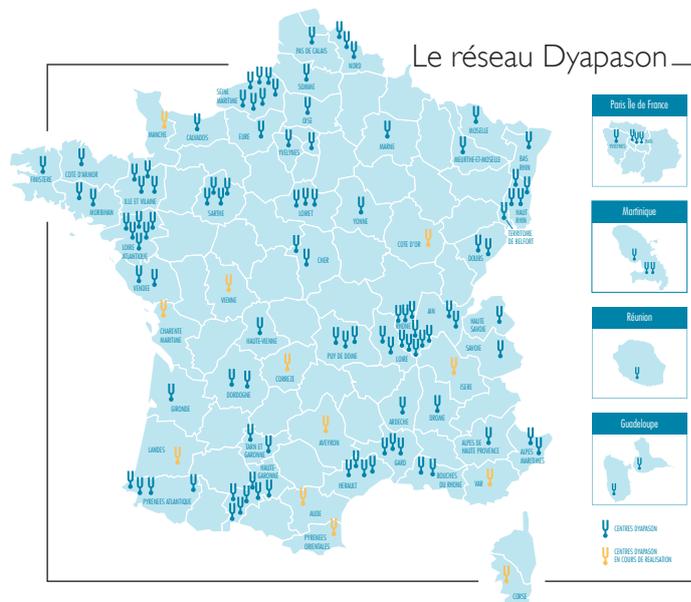
L'enseigne Dyapason crée les conditions d'un **suivi hors pair des patients**. Bilan d'investigation prothétique, choix de l'appareillage, procédure de sélection, attention portée aux essais et à la relation humaine instaurée : à toutes les étapes de l'accompagnement du patient vers une meilleure audition, l'audioprothésiste du réseau se met au diapason des besoins particuliers de la personne. Une mesure régulière de la satisfaction des patients est établie. La dernière enquête apporte un éclairage significatif à cet engagement de l'enseigne : **98.7% des patients se déclarent satisfaits** ou très satisfaits du service fourni par les centres Dyapason.

## ➤ Une valorisation des ressources

En se positionnant comme un acteur de la filière capable de concilier technicité et qualité d'écoute, le réseau national de soins Dyapason favorise une **dynamique des compétences**. Séminaires, réunions thématiques et échanges techniques interactifs sont autant d'occasion de faire progresser le métier d'audioprothésiste. Les temps de formation, régulièrement proposés aux membres du réseau, favorisent à leur tour le suivi d'une technologie en évolution constante. Tout audioprothésiste Dyapason peut en outre soumettre les dossiers les plus délicats à la **commission technique nationale** et avoir accès en ligne aux **bases audiologiques** de cet espace scientifique. Le réseau Dyapason organise également des symposiums avec les médecins ORL et travaille à leur apporter une information technique et médicale de référence.

## ➤ Une solidarité continue

La confiance, valeur constitutive du réseau Dyapason, permet à tout audioprothésiste d'**être recommandé par un confrère**. Le lien créé sur la base de cette solidarité mutuelle, sans nuire à l'autonomie et à l'indépendance de chacun, permet de constituer **une entité forte** dans le champ de l'audition en France. Un lien encore renforcé, non seulement par l'efficacité de la **centrale d'achat Dyapason** qui permet un accès aux meilleurs produits au meilleur prix, mais aussi par **la visibilité à long terme** apportée par les études de marché réalisées par le réseau. En valorisant le rôle de l'audioprothésiste auprès des patients, Dyapason encourage le recours aux aides auditives. En optimisant l'achat des équipements et la technicité des laboratoires partenaires, le réseau Dyapason leur assure **crédibilité et professionnalisme**.



*L'audition pour passion*

**Vous vous reconnaissez  
dans les valeurs du réseau  
Dyapason ?  
Rejoignez-nous !**



Contact : **Philippe DELBORT** - 06 98 20 64 46 - philippe.delbort@gmail.com - dyapason@wanadoo.fr  
**www.dyapason.fr**



## 3 Editorial

Paul AVAN



## 5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



## 7 Dossier : Communications présentées lors du congrès des audioprothésistes 2016

### 7 Audioprothèse et sons 3D : Étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive

Olivier FERBER

### 15 Audiométrie vocale au casque TDH39 ME70 vs aux inserts ER-3A : Influence du transducteur sur le score d'intelligibilité

Noémie MAUDET

### 19 Effet de l'entretien des aides auditives sur leurs performances

Pierre-Olivier SERRA, Stéphane GALLEGRO

### 24 Mise au point d'une audiométrie vocale en conduction osseuse : Etude préliminaire

Dr Maxime GRATAGAP, Guy SERVETTAZ, Pr Stéphane TRINGALI,  
Pr Stéphane GALLÉGO

### 32 Création de courbes d'audiométrie vocale de référence dans le bruit et réalisation d'un test calibré de lecture labiale pour les tests de Lafon Cochléaires et dissyllabiques

Adrien TARQUIS



## 38 Veille acouphènes

Vers une acouphénométrie 2.0 ?

Philippe LURQUIN, Emmanuel COULON



## 44 Veille technique

Les innovations des industriels

COCHLEAR - PHONAK

SIGNIA - SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS

STARKEY - WIDEX



## 58 Actualités et Agenda



## 63 Annonces

### Liste des annonceurs

Annuaire français d'audiophonologie  
Cabinet Bailly - Cochlear - Dyapason  
MED EL - Phonak - Siemens - Starkey

Les Cahiers de l'Audition  
Juillet/Août 2016 - Vol 29 - N°4





**Paul AVAN**

A lire les arguments utilisés dans certaines polémiques autour du coût des audioprothèses, on a l'impression d'une méconnaissance du métier d'audioprothésiste. Les polémistes suggèrent que le travail d'adaptation et de suivi de ces audioprothèses est relativement simple, assimilable à celui des corrections dioptriques, et les métiers d'audioprothésistes et d'opticiens sont souvent ciblés de manière interchangeable dans les dossiers de ceux qui ciblent l'audioprothèse comme exagérément coûteuse. La lecture de ce numéro consacré largement aux lauréats 2016 du Collège, et à la version écrite de leur présentation au Congrès de l'UNSAF, met largement à mal cette vision pour le moins périmée.

Nous y lisons que les préoccupations des audioprothésistes récemment diplômés se rattachent à des aspects techniques et scientifiques d'une grande diversité et font la promotion d'une vision ambitieuse de la profession. Olivier Ferber a préparé un outil binaural dans le but d'entraîner les malentendants à la perception spatiale à travers ses aides auditives. Noémie Maudet s'est interrogée sur la possible perturbation par des inserts du score d'intelligibilité en audiométrie vocale, alors qu'habituellement les tests de comparaison entre inserts et casque sont effectués pour la tonale. Pierre Olivier Serra avec l'aide de Stéphane Gallégo démontre l'importance d'un contrôle strict et très régulier des aides auditives avec nettoyage méticuleux. Guy Servettaz et ses maîtres de stage, concernés par la manière de tester les patients destinés à une chirurgie de l'oreille moyenne pour prédéterminer leur réserve cochléaire, ont défini les modalités d'une vocale en conduction osseuse compensée. Enfin Adrien Tarquis, intéressé par la vocale dans le bruit, soulève la problématique de références audiométriques vocales dans le bruit, qu'il complète par la réalisation d'un test vidéo calibré de lecture labiale.

Tous ces travaux témoignent d'une approche réfléchie et avancée de nombreux aspects de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Le faisceau de compétences mises au service du patient n'a pas grand-chose à voir avec certaines visions caricaturales et montre comment la profession est tirée vers le haut, pour un service rendu meilleur, personnalisé et plus rationnel.

**Paul Avan**

# Recevez Les Cahiers de l'Audition !

## Les Cahiers de l'Audition

Afin de pouvoir continuer de vous adresser efficacement Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse, merci de bien vouloir nous confirmer votre adresse postale et votre adresse mail soit directement à l'adresse :

➔ [cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr)

Soit en nous retournant le coupon détachable ci-dessous.

En cas de changement d'adresse postale ou mail, pensez à nous communiquer vos nouvelles coordonnées.



## ➔ ○ Je souhaite recevoir les Cahiers de l'Audition

Nom .....

Prénom .....

Adresse d'envoi des Cahiers de l'Audition .....

Pays .....

Code postal .....

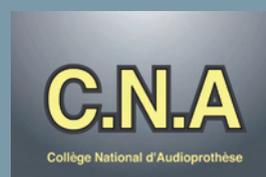
Ville .....

Adresse mail .....

.....

### **A retourner par courrier à :**

Collège National d'Audioprothèse - Séverine Fau  
20 rue Thérèse - 75001 Paris



# Le mot du Président du Collège

## Stéphane LAURENT



Après leur présentation à l'oral lors du congrès dernier, retrouvons dans les colonnes des Cahiers de l'Audition nos cinq audioprothésistes fraîchement diplômés d'Etat. Quelques pages pour aller à l'essentiel d'un travail intense d'une année.

Ces mémoires balaient comme souvent notre activité professionnelle avec un zoom plus ou moins serré sur l'époque ou sur le détail, en revisitant des pratiques bien connues ou alors en explorant le futur. C'est le cas du travail d'Olivier FERBER qui ose l'audition dans les trois dimensions en questionnant les possibilités techniques en la matière. Y aurait-il des vertus rééducatives à utiliser la 3D pour entraîner à la localisation spatiale via les appareils ? Un travail innovant et projeté vers l'idée légitime que l'appareillage n'est pas une fin en soi et que, pour les malentendants tout comme pour les étudiants, le travail supplémentaire peut être payant !

Mais passé et présent se chevauchent parfois plus directement. Par exemple lorsqu'il s'agit de lever notre interrogation sur l'utilisation des inserts en vocale : les résultats sont égaux, meilleurs ou moins bons qu'au casque ? Bonne question pour tous ceux qui seraient tentés par la transition TDH-39 vers inserts ER3 ! Noémie MAUDET apporte un premier niveau de réponse, avec évidemment, comme pour tout travail de recherche, des hypothèses théoriques pour expliquer la différence (oui, il y a bien une différence !).

Le sujet ô combien d'actualité, pour ne pas dire brûlant, qu'est l'entretien des aides auditives et le suivi, est abordé par Pierre-Olivier SERRA. Les recommandations de délai entre deux rendez-vous d'entretien sont en effet à ajuster finement. L'enjeu est important tant il convient d'admettre que le seul port des appareils (la fameuse observance) ne suffit pas à garantir des effets thérapeutiques si les performances électroacoustiques sont en berne. Quid des capacités des patients, par ailleurs, à estimer le phénomène par eux-mêmes ?

Pierre-Olivier SERRA a son idée, et sa conclusion, fort bien étayée par une démarche rigoureuse qui nous éclaire tous sur nos propres pratiques, a le grand mérite d'aboutir sur une proposition de recommandation claire du nombre de visites de contrôle par an.

Plus classique la vocale en osseuse ? En apparence seulement, car à nouveau si l'on souhaite, tout comme pour les inserts, effectuer une comparaison lucide avec d'autres transducteurs, notamment le casque, quoi de plus utile qu'une étude dans les règles de l'art ? Ce travail appliqué est réalisé par Guy SERVETTAZ qui par ailleurs présente les subtilités trop méconnues de la conduction osseuse, qu'une vision parfois simplificatrice de l'audition a tendance à reléguer loin derrière l'archi dominante conduction aérienne.

Et, enfin, puisqu'il est question de calibrer, Adrien TARQUIS s'est proposé de cerner la variabilité des listes cochléaires de Lafon avec lecture labiale, preuve une fois encore que le passé n'est jamais totalement révolu, qu'il est sans cesse revisité et adapté aux contraintes de notre époque. Et que la science et les outils dits du « passé » ne sont jamais recouverts d'une poussière telle que seules les techniques récentes n'auraient d'intérêt. Les étudiants, dans leurs vertes années, nous le montrent mémoire après mémoire : l'audioprothèse est un art du soin fait de traditions et de modernité. Les plus observateurs de nos lecteurs auront également noté que parmi ces cinq mémoires en présentation, il n'est finalement guère question d'aides auditives. Cela fait-il sens lorsque l'actualité nous invite à décrire nos actes, à réitérer l'importance des « soins » auditifs prodigués par-delà la technologie des appareils dont ils sont indissociables ? Oui, sans l'ombre d'un doute. Les années prochaines, avec l'apport des mémoires des écoles de Cahors puis Bordeaux, nous conforteront probablement dans l'idée d'une globalité de pratiques entourant la délivrance des aides auditives. Vivement l'année prochaine !

**Stéphane  
LAURENT**

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

**Président du  
Collège National  
d'Audioprothèse**

UNE AUDITION DE QUALITÉ\*

Baha® 5 Power

PLUS DE PUISSANCE\*\*

Baha® 5 SuperPower

PETIT ET SIMPLE

Processeur Baha® 5



\* Creasey D, Brassington W, William Carr, J. Patient benefits from a new bone conduction sound processor. Presented at the 5th International Congress on Bone Conduction Hearing and related technologies. Lake Louise, Canada, May 2015.

\*\* Norman, J. Review of fitting ranges. Cochlear Bone Anchored Solutions AB, D836422, 2016.

## PETIT, CONNECTÉ, PUISSANT

**Le système Baha™ 5 donne la puissance nécessaire pour permettre d'entendre plus de sons.**

Parce que les besoins auditifs sont individuels et qu'ils peuvent évoluer dans le temps, le système Baha 5 permet d'utiliser 3 processeurs à conduction osseuse différents pour s'ajuster aux attentes spécifiques des patients jusqu'à 65 dB de perte.



Les processeurs Baha sont fabriqués par Cochlear BAS - Suède : Baha 5, Baha 5 Power, Baha 5 SuperPower. Les processeurs Baha sont des produits de santé de Classe IIa . Baha 5 inscrit à la LPP sous le numéro : 2372786 (à partir du 26 septembre 2016).

Baha 5 Power est en cours de demande de remboursement. Ils portent le marquage CE, Organisme notifié CE 0413, Intertek.

Indications : Surdités de transmission ou surdités mixtes pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne ou osseuse est inefficace ou impossible (implantation unilatérale) ; surdités neurosensorielles unilatérales au moins sévères. Lire attentivement les instructions figurant dans le mode d'emploi ou sur l'étiquetage avant toute utilisation. Fiches techniques et notices d'informations disponibles sur simple demande.

Cochlear France SAS | 135 Route de Saint Simon, CS 43574, 31035 TOULOUSE - RCS 479 373 151 Toulouse

Pour plus d'informations, merci de contacter votre professionnel de santé ou de vous rendre sur le site : [www.cochlear.fr](http://www.cochlear.fr)

Cochlear, Hear now. And always, Baha, le logo en forme d'ellipse sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited ou de Cochlear Bone Anchored Solutions AB. iPhone, iPad et iPod touch sont des marques déposées de Apple Inc, enregistrées au Etats-Unis et les autres pays. Bluetooth est une marque déposée de Bluetooth SIG Inc. L'utilisation de ces marques par Cochlear Limited sont sous license. © Cochlear Limited 2016. D981338 ISS1 JUL16 French translation and adaptation V2

Hear now. And always



## Audioprothèse et sons 3D : Étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive



### 1 Résumé

L'audition binaurale permet la localisation de sources sonores et une meilleure compréhension de la parole dans le bruit. Pour cela, le système auditif central utilise des indices temporels et acoustiques correspondants à la comparaison des signaux sonores captés par les deux oreilles.

Un moyen pour réaliser des fichiers sonores « 3D » est de reproduire une audition binaurale en utilisant deux microphones séparés, placés dans une tête artificielle (KEMAR). Ces deux microphones captent des sons de provenance d'une ou plusieurs sources (parole, bruit...) émettant dans différentes directions dans le plan horizontal autour de cette tête. Via l'enregistrement binaural ainsi réalisé, on obtient des fichiers stéréophoniques dont l'écoute aux moyens de casques ou d'écouteurs crée une illusion auditive chez l'auditeur qui se traduit par une immersion sonore permettant notamment la perception de scènes auditives à 360° dans l'axe horizontal autour de la tête.

Ce principe d'enregistrement permet alors de créer des fichiers sonores au travers d'appareils auditifs placés sur ce mannequin. On réalise ainsi un outil de rééducation auditive en son binaural, comportant des mots, des phrases et des logatomes diffusés spatialement et à différents rapports signal sur bruit. L'objectif de cet outil est d'entraîner le système auditif d'un sujet malentendant à percevoir ces sons dans l'espace avec ses aides auditives et ainsi à développer son accoutumance aux sons non-signifiants afin de favoriser sa compréhension dans le bruit.

En effet, l'écoute de ces fichiers diffusés directement au travers d'appareils auditifs par le biais de streamer stéréo, permet une rééducation à domicile quotidienne qui stimule le cortex auditif en lui faisant décoder les éléments de base des filtres HRTF, par le biais de l'illusion sonore du son binaural.

En parallèle de tests visant à évaluer l'efficacité d'une rééducation auditive en son binaural, des mesures utilisant des fichiers sonores en son binaural ont été réalisées sur des individus normo et malentendants.

Une première étude clinique réalisée sur 23 malentendants appareillés a permis de valider la spatialisation du son et de constater une amélioration de l'intelligibilité dans le bruit suite à un mois d'entraînement auditif en son binaural. On a ainsi observé une augmentation de 12.6% de la compréhension phonémique au rapport signal sur bruit de 0 dB. Par ailleurs, une seconde étude a été réalisée afin d'objectiver l'impact psycho-acoustique d'une écoute en son binaural. Les résultats portant sur un groupe de 15 personnes normo-entendantes et sur un groupe de 15 patients appareillés indique une capacité de localisation et de démasquage interauriculaire dans l'espace sonore virtuel, similaire à celles présentées lors d'une écoute en champ libre. On

obtient ainsi, pour les patients malentendants appareillés, une amélioration de l'intelligibilité de 20% lors du second temps de l'épreuve stéréaudiométrique de discrimination spatiale réalisée en son binaural avec un rapport signal sur bruit de 0 dB.

Les résultats de ces études tendent à confirmer les fonctions d'analyses sonores spatiales et de démasquages par le système auditif central du malentendant appareillé lors d'une écoute en son binaural. La technologie du son binaural peut donc être appliquée aux personnes malentendantes appareillées afin de générer des espaces sonores virtuellement spatialisés, dans lesquels les mécanismes d'analyse binaurale sont activés. Ces mécanismes étant liés à l'intelligibilité dans le bruit, l'entraînement auditif en son binaural des malentendants appareillés pourrait favoriser leur compréhension de la parole dans le bruit.

### 2 Introduction

Les difficultés auditives rencontrées par les patients appareillés concernent le plus souvent les situations de compréhension de la parole dans le bruit. Par le biais de plusieurs mécanismes basés sur l'audition binaurale et l'analyse des scènes auditives, le cerveau auditif est au cœur des processus de localisation des sources sonores et de démasquage lié à l'intelligibilité en situation bruyante.

A cet effet, le cerveau auditif compare les signaux perçus binauralement en utilisant les indices acoustiques suivant :

- les différences interaurales de temps (utilisées dans la localisation azimutale du son) également appelées ITD (Interaural Time Difference),
- les différences interaurales de phase (liées aux différences interaurales de temps, utilisées dans la localisation azimutale et présentes pour les fréquences inférieures à 1,6kHz),
- les différences interaurales de niveau (utilisées dans la localisation azimutale et présentes pour les fréquences supérieures à 1,6 kHz également appelées ILD (Interaural Level Difference),
- les informations spectrales (utilisées dans la localisation verticale via les pics et creux spectraux dans les hautes fréquences).

L'ensemble de ces différences interaurales constitue les fonctions de transfert crânien (HRTF pour Head Related Transfer Function).

L'audition binaurale permet également les mécanismes d'analyse des flux auditifs (processus de groupement/ségrégation simultanés et séquentiels) et des scènes auditives avec le démasquage binaural (travaux de HIRSCH,1950). De plus, le cerveau auditif nous permet de filtrer les sons non porteurs de sens par le biais de la sélectivité fréquen-

### Olivier FERBER



Lauréat 2016  
du Collège National  
d'Audioprothèse

D.E. Audioprothésiste,  
D.U. nuisances sonores  
(Centre de formation  
en Audioprothèse de  
Nancy)

[olivier.ferber@orange.fr](mailto:olivier.ferber@orange.fr)



tielle périphérique cochléaire, des phénomènes actifs, ainsi que des mécanismes centraux d'up-down regulation.

La dégradation de la compréhension dans le bruit n'est donc pas seulement liée à la baisse de l'audibilité. En effet, un signal de parole émis à un fort niveau dans le bruit et étant audible par un malentendant, sera pourtant rarement compréhensible par celui-ci. Là où l'intelligibilité dans le silence est particulièrement liée aux seuils de perception absolue, l'intelligibilité dans le bruit est essentiellement liée aux seuils de discrimination fréquentielle, à la sensation de sonie, à l'analyse temporelle des signaux de parole et de bruit (la structure fine de la parole), à la largeur des filtres cochléaire et des bandes critiques... et donc à des fonctions auditives supraliminaire dégradées chez les malentendants et pas nécessairement corrigées avec l'appareillage (AREHART, 1998). Par conséquent, l'action commune d'un appareillage auditif, des réducteurs de bruit et de la directivité microphonique améliore effectivement le RSB au niveau du tympan du patient, mais celui-ci n'est ensuite plus aidé par les appareils, et il est souvent bien seul pour redévelopper ses capacités de compréhension dans le bruit et sa confiance vis-à-vis de ce type de situations.

La gêne sociale liée à la mauvaise compréhension dans le bruit, l'appareillage précoce et les demandes d'amélioration de compréhension en situations bruyantes sont et seront de plus en plus fréquentes. Il est donc d'un intérêt croissant de proposer et développer des outils de rééducation auditive adaptés aux malentendants appareillés afin de stimuler et d'entraîner les fonctions et processus centraux auditif.

Nous nous sommes donc intéressés aux pratiques d'entraînement auditif visant à améliorer la compréhension de la parole dans le bruit. Parallèlement à ces recherches, notre passion pour le son nous a fait découvrir le son binaural (qui fait partie de la grande famille du « son 3D »). Ces applications actuelles et à venir sont importantes et nous avons eu l'idée d'utiliser cette technologie, en la transposant afin de la rendre utilisable par des malentendants appareillés.

### 3

### Le son « 3D » binaural

Le son binaural est une technique de spatialisation qui nécessite une écoute avec un casque ou des écouteurs stéréo. Lorsque l'on écoute des fichiers sonores enregistrés en son binaural, on ressent une illusion auditive qui consiste en une perception sonore tout autour de la tête de l'auditeur. L'image sonore perçue est donc une copie en 3 dimensions de l'image sonore issue de la réalité et elle interprétée comme telle par le cerveau. Le son binaural apparaît donc relevé de la psychoacoustique : il ne s'agit plus d'entendre avec les oreilles, mais avec le cerveau.

La restitution d'une scène auditive réelle en son binaural consiste donc à reproduire simultanément les indices acoustiques de localisation sonore afin de virtualiser les spécificités de l'audition binaurale humaine. Ainsi, le canal droit du système de diffusion émet ce que capterait l'oreille droite et le canal gauche émet ce que capterait l'oreille gauche. L'écoute simultanée de ces deux canaux engendre un « artefact perceptuel » auditif et cognitif qui leurre le cerveau (comme dans le cas des images 3D et des illusions visuelles), et la restitution d'un paysage sonore en trois dimensions est alors rendue possible : le cerveau « entend » ce que les oreilles perçoivent dans la réalité en interprétant comme tel les indices acoustiques contenus dans les signaux sonore diffusés via les deux canaux du casque ou des écouteurs.

### 4

### Concept d'entraînement auditif en son binaural

L'idée de rendre possible l'écoute en son binaural pour des personnes malentendantes appareillées nous a très rapidement incité à développer un outil de rééducation auditive basé sur cette technologie. Le son binaural et son analyse par le système auditif central permettent une spatialisation sonore réaliste et immersive, en faisant intervenir des mécanismes de comparaison interaurale liés aux deux hémisphères du cortex auditif. Ces mécanismes sont également nécessaires au bon fonctionnement des processus liés à la compréhension de la parole dans le bruit, tels que le démasquage et l'analyse des scènes auditives.

L'idée est donc de stimuler l'audition centrale des personnes malentendantes appareillées, via l'écoute quotidienne adaptée de fichiers en son binaural intégrant des HRTF spécifiques liés au port d'appareils auditifs (enregistrement binaural avec un KEMAR appareillé), de manière à provoquer l'activation et le développement des processus liés à la compréhension de la parole dans le bruit. La base de cet outil de rééducation serait donc l'utilisation de fichiers sonores enregistrés en son binaural avec un mannequin acoustique portant des appareils auditifs. Les fichiers sonores ainsi enregistrés intègrent des indices acoustiques spécifiques au port d'appareils auditif (position des microphones, directivité, bande passante, sensibilité...) et sont donc adaptés aux patients appareillés. L'écoute de ces fichiers devrait donc faciliter l'acquisition de ces indices et l'utilisation de l'outil de rééducation auditive en réalité sonore virtuelle pourrait permettre l'immersion du patient dans des espaces sonores propices au développement des capacités cognitives de compréhension dans le bruit.

### 5

### Matériel et méthode

#### a. Pour l'enregistrement des fichiers

Afin d'enregistrer les fichiers sonores en son binaural utilisés dans notre outil d'entraînement auditif et ceux nécessaires aux épreuves audiométriques en son binaural, nous avons utilisé un KEMAR appareillé avec des contours RITE avec un REIG=0 (appareils « transparents » : pas d'amplification, pas de traitement du signal hormis une directivité pavillonnaire) et une occlusion totale du conduit artificiel.

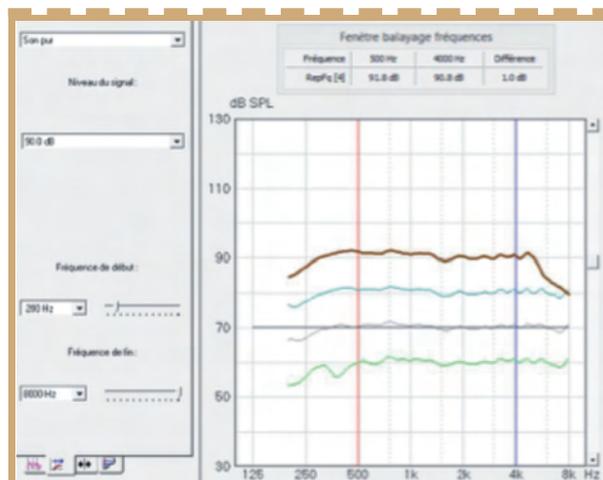


Figure 1 : Niveaux de sortie correspondant à des niveaux d'entrée de 60, 70, 80 et 90 dB SPL.



Une observation des niveaux de sortie des appareils a été opérée avec une chaîne de mesure. La figure 1 montre l'adéquation entre les niveaux en entrée et ceux en sortie correspondant à la linéarité des réglages et du gain nul de 500 à 6000 Hz.

Le mannequin acoustique est positionné au centre d'un réseau de 5 HP (figure 2). Après une calibration des niveaux de diffusion, les sons sont captés par les microphones des appareils auditifs puis par les microphones du KEMAR et sont enregistrés sur ordinateur via une carte son externe.

Les bruits sont diffusés autour du KEMAR et seront donc perçus autour du patient. Les signaux de paroles sont diffusés face au KEMAR en le faisant pivoter sur lui-même lors des enregistrements. Ainsi, les signaux de paroles pourront être perçus, lors de l'écoute par le patient, de  $-90^\circ$  à  $+90^\circ$ . Les rapports signal sur bruit sont définis de façon à créer 5 niveaux de difficulté (5 RSB :  $+6$  dB /  $+3$  dB /  $0$  dB /  $-3$  dB /  $-6$  dB). Dans chaque niveau, on met à la disposition de l'auditeur du matériel sonore diversifié et calibré en intensité (Phrases de Combescure+Onde Vocale Globale de L. Dodelé, logatomes de Dupret+OVG, conversations+ambiances sonores, contes+bruitages+OVG). Ces enregistrements nous permettent la création d'un CD d'entraînement auditif en son binaural de 70 minutes dont voici le descriptif des pistes sonores :

• **1<sup>er</sup> niveau (RSB= +6 dB)**

1. Combescure 1
2. Combescure 2 Rotation
3. Dupret 1
4. Dupret 2 rotation
5. Conversation homme femme enfant + ambiance cocktail party
6. Femme dispute son chien + bruits friture cuisine
7. Discours mariage + ambiance cathédrale
8. Conte : La cité des ruses

• **2<sup>ème</sup> niveau (RSB= +3 dB)**

9. Combescure 3
10. Combescure 4 rotation
11. Dupret 3
12. Dupret 4 rotation
13. Conversation homme femme + ambiance gare
14. Conversation homme femme nourriture + ambiance restaurant
15. Conversation homme femme-annonce-caissière  
+ ambiance supermarché
16. Conte : Jayda

• **3<sup>ème</sup> niveau (RSB= 0 dB)**

17. Combescure 5
18. Combescure 6 rotation
19. Dupret 5
20. Dupret 6 rotation
21. Femme+ambiance cours d'école
22. Conversation femme homme + ambiance marché extérieur
23. Conversation téléphone femme homme + musique
24. Conte : La voix des sables

• **4<sup>ème</sup> niveau (RSB= -3 dB)**

25. Combescure 7
26. Combescure 8 rotation
27. Dupret 7
28. Dupret 8 Rotation
29. Fille + cocktail party
30. Garçon + ambiance piscine
31. Discours homme + ambiance open space
32. Conte : L'arbre

• **5<sup>ème</sup> niveau (RSB= -6 dB)**

33. Combescure 9
34. Combescure 2 Rotation
35. Dupret 9
36. Dupret 10 rotation
37. Conversation femme homme fille + ambiance hall de gare
38. Conversation femmes + ambiance rue
39. Conversation femme homme garçon + son match de football
40. Conte : La cité des ruses

Nous avons également réalisés des enregistrements de sons de test destinés à l'étude psycho-acoustique comparant la perception du son binaural chez des normo-entendant et chez des malentendants appareillés.

Le test de localisation spatiale en son binaural est élaboré à partir d'un test en champ libre : il s'agit des "épreuves stéréaudiométriques de localisation sonore spatiale dans le silence" décrites par DECROIX et DEHAUSSY (1961). Nous avons donc transposé cette épreuve pour une diffusion en son binaural et nous avons enregistré :

- pour les normo-entendants : douze fichiers en son binaural correspondants à chaque azimut de captation ( $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $150^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $210^\circ$ ,  $240^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $300^\circ$ ,  $330^\circ$ ),
- pour les malentendants appareillés : huit fichiers en son binaural correspondants à chaque azimut de captation ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $315^\circ$ ).

Le test rotatoire en son binaural permet d'évaluer la présence ou l'absence de sensation de rotation sonore autour de la tête de l'auditeur lors d'une écoute en son binaural. Afin d'obtenir des fichiers sonores pour réaliser ce test, nous avons diffusé du bruit blanc sur le HP central de l'installation. Pendant l'émission du bruit blanc, on démarre l'enregistrement et le KEMAR (oreilles nues puis appareillées) est pivoté manuellement sur son axe de manière à réaliser un tour complet sur la droite puis un tour complet sur la gauche. On obtient ainsi :

- un fichier pour le test de rotation en son binaural destiné aux normo-entendants,
- un fichier pour le test de rotation en son binaural destiné aux malentendants.

Nous avons également réalisé des enregistrements dans le but de mesurer la capacité de discrimination de la parole dans le bruit lors d'une écoute en son binaural. L'épreuve de test de discrimination spatiale en son binaural se base sur un test de discrimination en

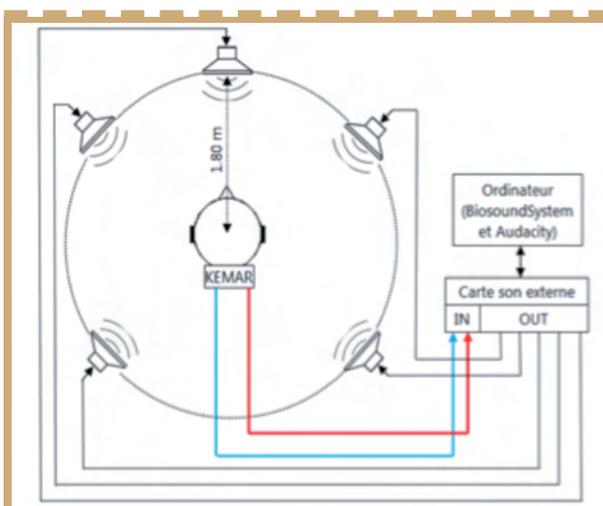


Figure 2 : Synoptique d'installation du dispositif de captation.



champ libre déjà existant. Il s'agit de « l'épreuve stéréaudiométrique de discrimination spatiale » décrite par HIRSCH puis codifiée par DECROIX et DEHAUSSY. Rappelons que cette épreuve stéréaudiométrique se déroule en 2 temps :

- dans le premier temps, on diffuse un signal de bruit et un signal de parole face au sujet testé,
- dans le deuxième temps, on diffuse le signal de bruit face au sujet testé et l'on diffuse le signal de parole à un azimut de 60° par rapport au patient.

Dans les deux temps, on demande à la personne testée de répéter les signaux de parole entendus. Dans notre étude, nous reproduisons cette épreuve, réalisée habituellement en champ libre, afin de la transposer pour une écoute en son binaural (figure 3 et 4). Ainsi, nous serons en mesure d'observer si la fonction de démasquage fonctionne également lors d'une écoute en son binaural.

Une fois les enregistrements réalisés, nous obtenons pour les tests destinés aux normo-entendants :

- quatre fichiers en son binaural (RSB de 6, 0, -3, -6 dB), correspondants au premier temps de l'épreuve,
- quatre fichiers en son binaural (RSB de 6, 0, -3, -6 dB), correspondants au second temps de l'épreuve.

Nous obtenons également les enregistrements pour les tests destinés aux malentendants appareillés avec les mêmes types de fichiers mais enregistrés via le KEMAR appareillé.

## b. Pour l'écoute des fichiers

Pour écouter du son binaural, nous avons vu précédemment qu'il fallait utiliser des écouteurs. Dans notre cas, les écouteurs sont les appareils auditifs des patients. Afin de transformer les appareils en écouteurs stéréo, on utilise les systèmes de streamer stéréo des fabricants. Rappelons ici que l'utilisation de ces équipements sans fil se fait via l'activation d'un programme de diffusion généré à partir du programme de base des appareils mais qui le modifie au niveau des paramètres de gain (augmentation des basses fréquences et diminution des aigus). Ce programme nécessite donc quelques ajustements pour être aussi proche que possible des réglages patients. Ce programme est plus ou moins personnalisable suivant le logiciel fabricant utilisé. Nous avons donc effectué des copies des programmes de base (P1 / Universel), des programmes pour la compréhension dans le bruit lorsqu'ils étaient activés et utilisés, ou des

programmes de parole dans le bruit si le programme de base est un programme automatique (comme par exemple avec SoundFlow), et nous les avons ajustés selon les réglages patients. Par ailleurs, sur le programme de diffusion, nous avons désactivé le fonctionnement des microphones. Ainsi, seuls les signaux émis directement dans les appareils auditifs bénéficiaient d'une amplification.

Suite à la création de cet outil adapté aux malentendants appareillés, nous avons réalisé une étude clinique visant à objectiver les éventuels effets d'un entraînement auditif en son 3D sur l'amélioration de la compréhension dans le bruit.

6

## L'étude clinique d'entraînement auditif en son binaural

### a. Protocole de l'étude

#### Choix des patients

Nous avons effectué l'étude clinique au laboratoire E.HANS à Montbéliard. La première étape consistait à mobiliser des patients qui souhaitaient et pouvaient participer aux tests en son binaural et à la rééducation auditive. Les patients ont été sélectionnés sur les critères et conditions suivantes :

#### • Conditions nécessaires à l'écoute en son binaural :

- Appareillage bilatéral,
- compatibilité avec les systèmes de diffusion sans fil disponibles,
- perte symétrique préférentiellement.

#### • Conditions liées au protocole d'enregistrement (enregistrements réalisés avec des appareils RITE) :

- Appareils RITE/RIC de préférence,
- tolérance des appareils BTE en cas de nombre insuffisant de patients en RITE,
- exclusion de l'ensemble des appareils de type intra-auriculaire.

#### • Conditions liées à la mise en place du système de rééducation auditive et à la disponibilité des patients :

- Patients âgés de 18 à 75 ans (nés entre 1939 et 1996),
- patients résidant préférentiellement dans le secteur de Montbéliard,
- patients disposant d'un système permettant la lecture des fichiers de rééducation (Lecteur CD, Ordinateur, Lecteur DVD, Téléphone portable compatible, baladeur, etc.).

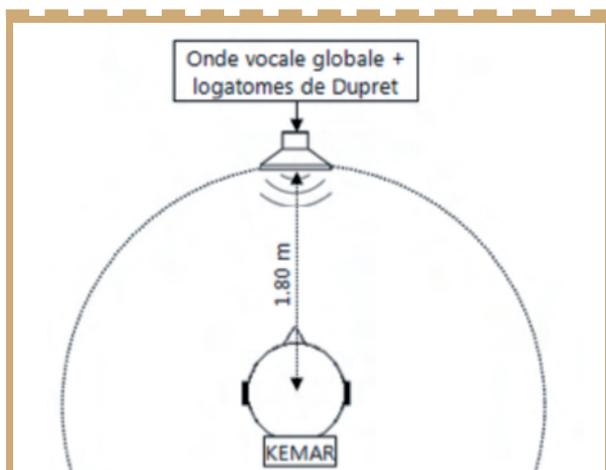


Figure 3 : Disposition correspondant aux enregistrements du premier temps de l'épreuve.

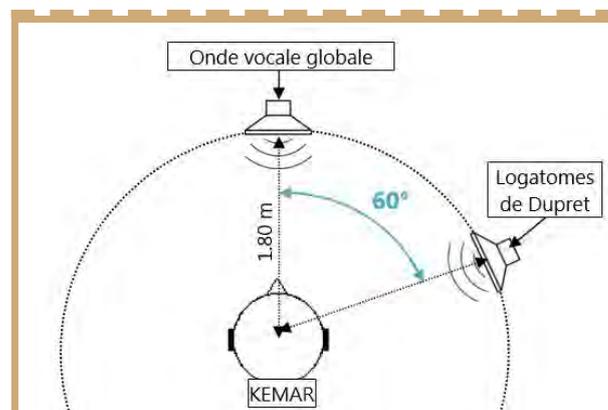


Figure 4 : Disposition correspondant aux enregistrements du second temps de l'épreuve.



- **Conditions liées à l'ancienneté de l'appareillage** : nous ne souhaitions pas inclure de patients bénéficiant d'un premier appareillage datant de moins de 4 mois afin d'éviter un biais d'adaptation prothétique trop récente.

Sur l'ensemble des 70 patients ainsi sélectionnés, 23 patients ont participé à l'intégralité de cette étude. Par ailleurs, 5 patients présentaient des biais dans leur utilisation de l'outil de rééducation. Les résultats de l'étude ont donc été analysés pour un total de 18 patients.

### Système de test/re-test d'audiométrie vocale dans le bruit

Nous avons utilisé la cabine d'audiométrie du laboratoire, équipée d'un système de diffusion multicanal de 5 haut-parleurs accrochés au plafond, calibrés et pilotés sur ordinateur depuis le logiciel Bio-SoundSystem 3. Nous avons réalisé les audiométries vocale dans le bruit avec les signaux suivants :

- Logatomes de Dupret (listes du test de netteté),
- Onde vocale Globale de Dodelé.

La diffusion est réalisée de la façon suivante :

- Les logatomes sur le haut-parleur central,
- l'OVG sur les quatre autres haut-parleurs (aux angles de la cabine),
- les logatomes à un niveau constant de 65 dB SPL,
- l'OVG à un niveau variant par pas de 3 dB de 56 à 65 dB SPL.

Nous réalisons donc les AVB avec des rapports signal sur bruit de 9, 6, 3 et 0 dB. Un premier test était effectué avant le prêt de l'outil d'entraînement auditif à domicile par les patients, puis, un second test était réalisé dans les mêmes conditions de mesures, après une moyenne de 3 semaines d'utilisation de cet outil.

### b. Résultats

On observe sur le graphique (figure 5) la comparaison du pourcentage de phonèmes erronés pré et post rééducation pour les différents RSB utilisés, 9, 6, 3 et 0 décibel. En rouge nous avons les scores pré rééducation et en bleu les scores post rééducation. On observe donc une baisse du nombre de phonèmes erronés lors des tests post rééducation.

A partir de ces résultats, on peut visualiser une amélioration post rééducation de la compréhension dans le bruit (figure 6). Cette amélioration est présente à tous les rapports signal sur bruit et elle est plus élevée lorsque le bruit est plus fort. Ainsi, au rapport signal sur bruit de 0 dB, nous avons mesuré une amélioration de la compré-

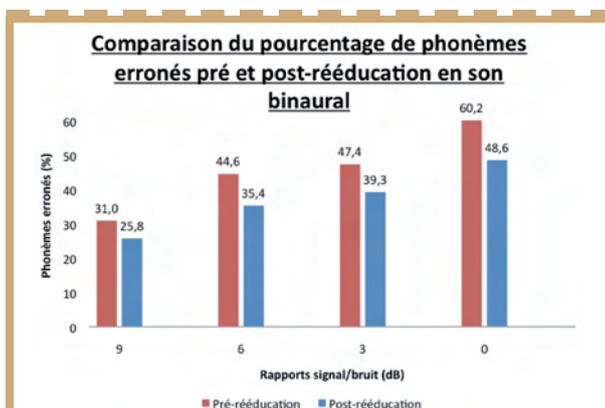


Figure 5 : Comparaison du pourcentage de phonèmes erronés pré et post rééducation.

hension phonémique de 12,6%. Ces résultats sont transposables en courbes audiométriques d'AVB (figure 7).

Ces résultats montrent bien une amélioration non négligeable de la compréhension dans le bruit suite aux mesures post-entraînement auditif en son binaural. Toutefois, nous avons pour cette étude, et à notre grand regret, manqué de patients pour mesurer d'une façon plus étendue l'impact de l'entraînement en son binaural et pour former un groupe contrôle probant, qui aurait effectué le même entraînement auditif, mais sans bénéficier du son binaural (utilisation d'un streaming monophonique). Nous ne pouvons donc pas déterminer de manière rigoureuse l'influence du travail de rééducation auditive en son binaural sur l'amélioration de la compréhension dans le bruit constatée.

Il s'avère toutefois que les résultats de cette étude tendent à confirmer l'influence positive de l'entraînement auditif dans l'amélioration des capacités de compréhension de la parole dans le bruit, entraînement auditif qui semble être favorisé par une écoute en son binaural.

En parallèle de la mise en place de la rééducation auditive et de son étude, nous avons effectué des tests complémentaires afin de mesurer et d'objectiver l'impact des stimulations sonores en son binaural sur des normo-entendants et des malentendants.

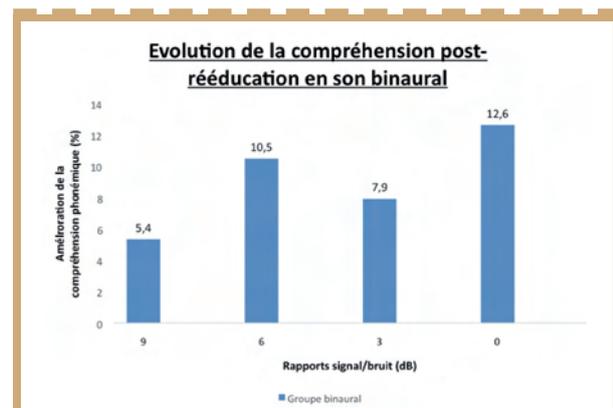


Figure 6 : Amélioration de la compréhension dans le bruit post-rééducation.

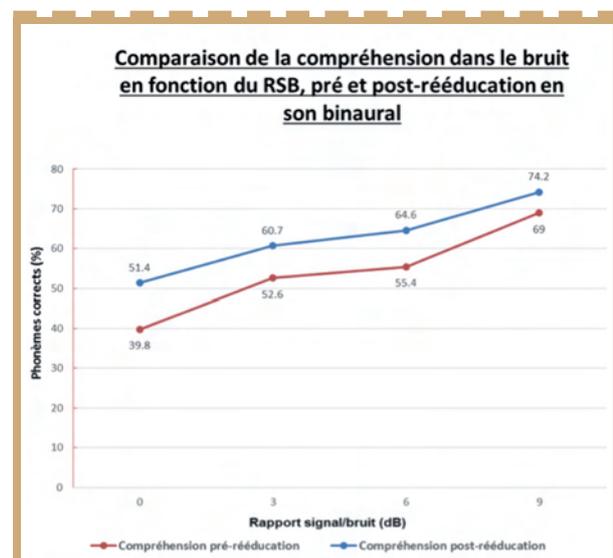


Figure 7 : Comparaison de la compréhension dans le bruit en fonction du RSB pré et post rééducation auditive en son binaural.



7

## L'étude du son binaural

### a. Protocole global de l'étude

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé du matériel et des protocoles spécifiques. Nous avons effectué des tests de rotation, de localisation et de discrimination sonore spatiale en son binaural. La population testée est constituée de deux groupes de 15 personnes :

- Un groupe de normo-entendants de 18 à 30 ans utilisant une paire d'écouteur stéréo de baladeur intra-auriculaire,
- un groupe de patients malentendants ayant participé à l'entraînement auditif en son binaural et utilisant leurs appareils et des streamer stéréo.

A ces deux groupes correspondent deux principaux types de fichiers sonores en son binaural :

- Ceux enregistrés sur KEMAR non-appareillé,
- et ceux enregistrés sur KEMAR appareillé.

### b. Test de rotation en son binaural

Lors de ce test, les sujets suivent du doigt sur un diagramme polaire (figure 8) le déplacement de la source sonore, perçu via l'écoute en son binaural, autour de leur tête.

Les résultats de ce test pour le groupe normo-entendant indiquent une nette sensation de déplacement de la source sonore, avec un bon suivi du son, virtualisé autour de la tête. Quelques confusions avant/arrière sont présentes et proviennent de l'utilisation de fichiers enregistrés sur KEMAR et incorporant donc des HRTF génériques et non pas précisément ceux des sujets testés (HRTF personnalisés).

Les résultats du groupe des malentendants appareillés montrent que tous les patients éprouvent une sensation de déplacement du son. 6 sujets ont une sensation de déplacement précise, 6 ont une sensation de déplacement globale et 3 ont des sensations de déplacement erronées. Ces résultats attestent donc de l'aptitude des patients appareillés à suivre une source sonore se déplaçant dans l'espace horizontal lors d'une écoute en son binaural adaptée à leur correction auditive.

### c. Test de localisation en son binaural

Lors de ce test, la source sonore est virtuellement déplacée en son binaural directement et aléatoirement d'un point à l'autre de l'espace horizontal de l'auditeur. Nous demandons au sujet testé de

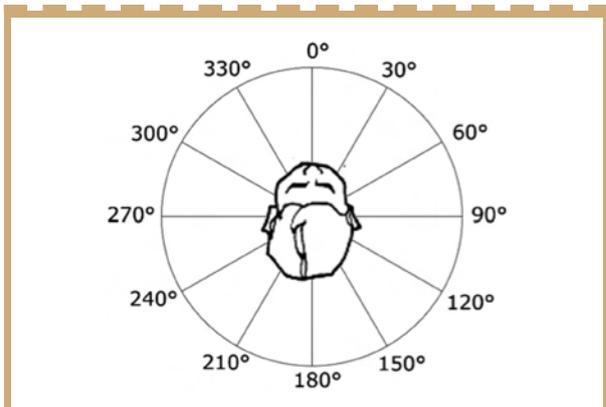


Figure 8 : Diagrammes polaire de désignation pour les sujets normo-entendants et les patients appareillés.

désigner sur le diagramme polaire l'azimut d'où provient la source sonore.

Les résultats de ce test sont traduits graphiquement (figure 9) sur des diagrammes polaires. Chaque azimut marqué en bleu correspond à l'azimut du fichier sonore enregistré et diffusé en son binaural. Ce repère correspond à la localisation théorique de la source sonore et donc du signal qui devrait être majoritairement localisé par les sujets. Les cercles numérotés indiquent le nombre de réponses données aux azimuts indiqués à côté des cercles. Les cercles bleus indiquent le nombre de localisations faites par les sujets et correspondant à l'azimut effectif de la source sonore. Ainsi, pour le premier diagramme issu de la figure 9, nous testons la localisation d'un bruit blanc émit en son binaural à 0° (ligne bleue à l'azimut 0°) :

- 7 personnes ont localisé le son à 0°,
- 5 personnes ont localisé le son à 180°,
- 2 personnes ont localisé le son à 330°,
- 1 personne a localisé le son à 30°.

Les résultats pour le groupe normo-entendants montrent que la source sonore est globalement bien localisée. Les confusions avant-arrière observées sont propres au son binaural non-personnalisé (HRTF du KEMAR et non du sujet testé). Les sons sont localisés derrière la tête, à l'avant et sur les azimuts latéraux intermédiaires, chose impossible en écoute au casque ou écouteurs standards, mais rendue possible par l'utilisation du son binaural.

Pour le groupe des malentendants appareillés, les résultats (figure 10) indiquent une réelle capacité de localisation en son binaural. Les sources sonores virtualisées sont perçues comme si le patient était au centre d'un stéréoauditorium avec une localisation azimutale à 360°.

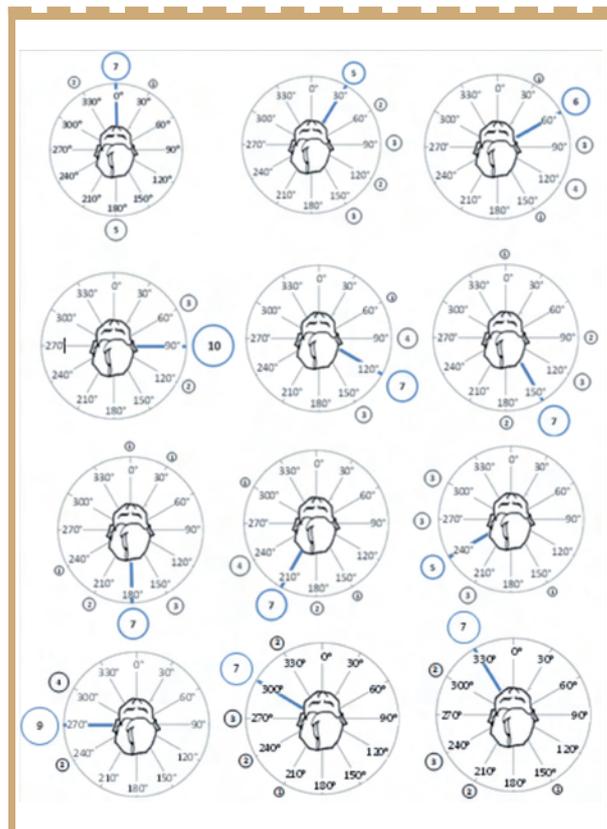


Figure 9 : Résultats du test de localisation en son binaural pour des individus normo-entendants.

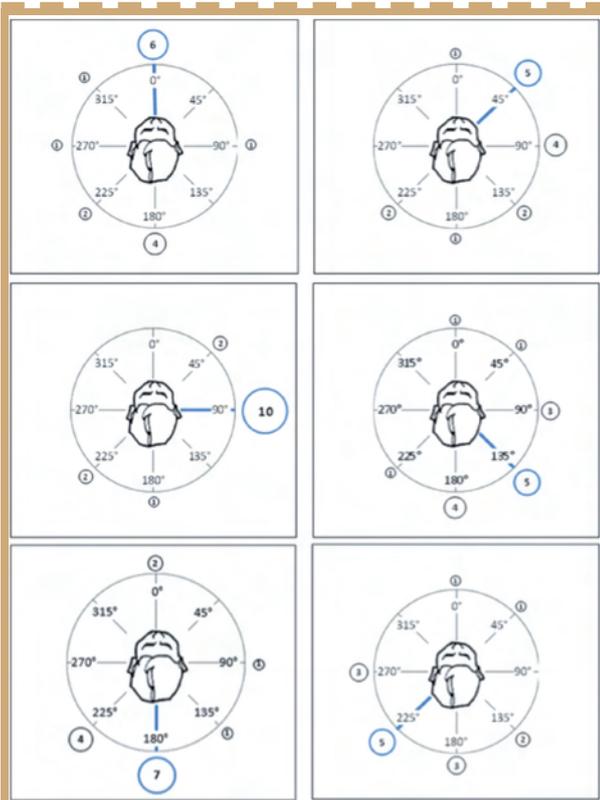


Figure 10 : Résultats du test de localisation en son binaural pour des individus malentendants appareillés.

Les malentendants appareillés sont donc capables de réaliser une synthèse binaurale à l'écoute des sons binauraux enregistrés sur KEMAR appareillé et en se servant de leurs appareils comme d'écouteurs.

Ces premiers résultats valident également les effets favorables de la rééducation auditive en son binaural puisqu'ils apportent la preuve de l'effet de spatialisation immersive qu'elle peut générer ; les fonctions corticales favorisant la compréhension dans le bruit, liées aux capacités de localisation et d'analyse spatiale des environnements sonores, seraient ainsi stimulées par la rééducation auditive en son binaural. Ces affirmations seront, comme nous allons l'observer, corroborées par les résultats des tests de démasquage/discrimination spatial en son binaural.

#### d. Test de discrimination spatiale en son binaural

La mise en place pour créer ce test en son binaural et son mode opératoire sont décrits précédemment (section 5.a.). Le graphique de la figure 11 présente les résultats obtenus pour le groupe normo-entendant à différents RSB. En rouge, on a le nombre de phonèmes erronés lors du 1er temps de l'épreuve et en bleu le nombre de phonèmes erronés lors du 2ème temps. On remarque donc une baisse du nombre d'erreurs lors du 2ème temps.

Il y a donc une amélioration de l'intelligibilité phonémique entre le 1er et le 2nd temps de l'épreuve, qui se visualise avec le graphique de la figure 12. On voit que l'amélioration atteint 60% au RSB de -6 dB. Ces résultats chez les normo-entendants indiquent donc clairement une mise en place efficace de la fonction de démasquage interauriculaire, lors d'une écoute spatialisée avec le son binaural.

Les résultats obtenus par le groupe des malentendants appareillés sont présentés dans le graphique de la figure 13. Tout comme pour le groupe des normo-entendant, on remarque une baisse du nombre d'erreurs lors du 2ème temps de l'épreuve.

Il y a donc une amélioration de l'intelligibilité phonémique que l'on visualise sur le graphique de la figure 14. Cette amélioration de l'intelligibilité phonémique atteint 20% au RSB de 0 dB.

L'intelligibilité phonémique est donc améliorée suite à la séparation spatiale des sources de bruit et de voix lors de l'écoute en son binaural adaptée à l'appareillage auditif. De ce fait, les résultats de ces tests prouvent que l'écoute en son binaural permet une discrimination spatiale de qualité qui fait pleinement fonctionner le mécanisme de démasquage interauriculaire.

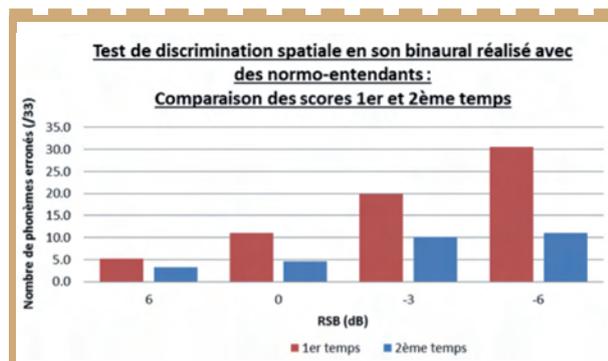


Figure 11 : Résultats du test de discrimination spatiale en son binaural réalisé à plusieurs RSB par des individus normo-entendants.

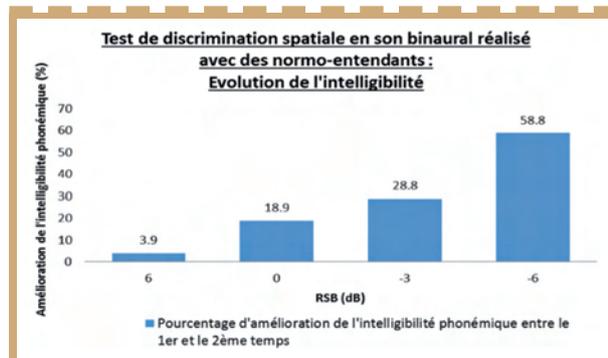


Figure 12 : Evolution de l'intelligibilité pour le groupe normo-entendant.

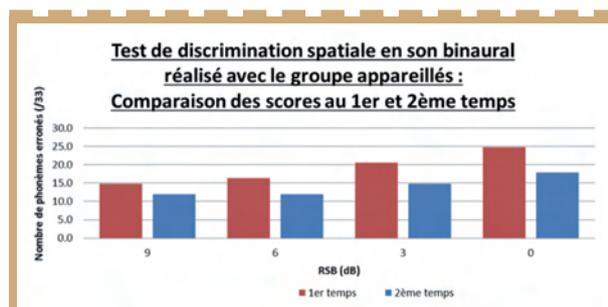


Figure 13 : Résultats du test de discrimination spatiale en son binaural réalisé à plusieurs RSB par des individus malentendants appareillés.

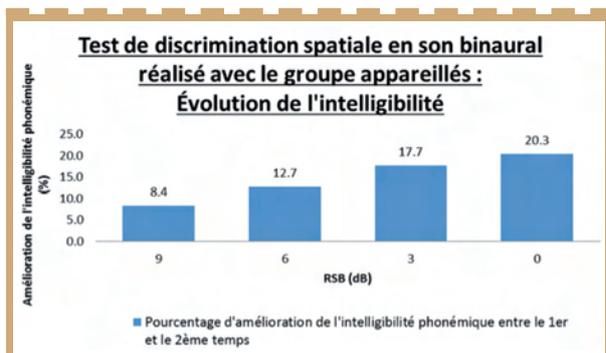


Figure 14 : Evolution de l'intelligibilité pour le groupe malentendants appareillés.

## 8

### Conclusion

Au travers de ce mémoire, nous avons développé un outil novateur de rééducation auditive conçu autour de la technologie du son binaural. La création de cet outil nous a également conduit à réaliser des tests en son binaural s'inspirant de la stéréaudiométrie : nous pouvons donc les qualifier d'épreuves « binaudiométriques ».

Comme nous venons de le voir, les résultats de ces épreuves tendent à confirmer les fonctions d'analyses sonores spatiales et de démasquages par le système auditif central du malentendant appareillé lors d'une écoute en son binaural.

La technologie du son binaural peut donc être appliquée aux personnes malentendantes appareillées afin de générer des espaces sonores virtuellement spatialisés, dans lesquels les mécanismes d'analyse binaurale sont activés.

Ces mécanismes étant liées à la compréhension de la parole dans le bruit, la rééducation auditive en son binaural semble être un outil prometteur dans les processus de réhabilitation de l'audition.

L'étude que nous avons réalisée à ce sujet n'apporte pas de conclusion ferme quant à l'efficacité de ce système de rééducation auditive. Néanmoins, les résultats obtenus sont encourageants et tendent à valider l'utilité d'un tel outil.

## 9

### Bibliographie

G. CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.86

HG FISHER, SJ FREEDMAN, The role of the pinna in auditory localization, J. Aud Res 8, 1968, p.15-25

P. CAMPO, Presbyacousie : physiologie, facteurs environnementaux et diagnostic, cours de physiologie, Diplôme d'état d'audioprothésiste, 3<sup>ème</sup> année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015

E. BIZAGUET, H. BISCHOFF, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 4 – Les enveloppes temporelles de la parole, 2005, p.261

A.S. BREGMAN, Auditory Scene Analysis : The Perceptual Organization of sound, The MIT Press, Massachusetts, USA, 1990

E.C. CHERRY, Some experiments on the recognition of speech with one or two ears, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 25, p. 975-979

JCR. LICKLIDER, The influence of interaural phase relations upon the masking of speech by white noise, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 20, 1948, p.150-159

IJ. HIRSCH, The relation between localization and intelligibility, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 25, p. 975-979. SANTON, Intelligibilité de la parole masquée et rôle de la direction de la source masquante, Acustica n°61, 1986, p.67-74

B.J.C. MOORE, Perceptual Consequences of Cochlear Damage, Oxford Medical Publication, 1995, p.165-168

F. KUK, P. KORHONEN, C. LAU, D. KEENAN, M. NORGAARD. Evaluation of a pinna compensation algorithm for sound localization and speech perception in noise, American Journal of Audiology, Vol.22, 2013, p.84-93

C. MORISSEAU, H. SÉNÉQUIER, C. TOFFIN, Education auditive, Les monographies Amplifon, Les nouveaux outils, n°38, 2005, p.38

K-J. PALOMÄKI, H. TIITINEN, V. MÄKINEN, P-J. MAY, P. ALKU, Spatial processing in human auditory cortex: the effects of 3D, ITD, and ILD stimulation techniques, Cognitive Brain Research, Volume 24, Issue 3, 2005, p.364-379

J. DEHAUSSY, J.F. VESSON, Précis d'Audioprothèse, Tome III, Collège Nationale d'Audioprothèse, Chapitre V-B, mesures subjectives : stéréoaudiométrie, 2007, p.135-140

Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse, 2006, p.174

Y. LASRY, M. DEL RIO, L'audiométrie vocale dans le bruit en douze questions, E.P.U. 2012, Les Cahiers de l'Audition, n°6, 2012, p.34

# Dossier Audiométrie vocale au casque TDH39 ME70 vs aux inserts ER-3A : Influence du transducteur sur le score d'intelligibilité



## 1 Introduction

Les inserts se développent de plus en plus, vis-à-vis du casque traditionnel, pour effectuer les tests audiométriques, en tonale mais également en vocale. De nombreuses études ont prouvé l'intérêt de l'utilisation des inserts. Ces derniers apportent, notamment, une meilleure atténuation interaurale ou encore un meilleur isolement acoustique vis-à-vis des bruits extérieurs. Il a également été prouvé qu'ils permettaient d'obtenir, en audiométrie tonale, une meilleure précision de l'estimation des seuils auditifs, d'autant plus avec la mesure du RECD individuel.

Cependant, qu'en est-il en audiométrie vocale où l'objectif n'est plus la perception d'un son mais l'intelligibilité d'un message ? Nous nous sommes demandé si, malgré les normes de calibration, les deux transducteurs donnaient les mêmes résultats. Le praticien peut-il les utiliser indifféremment l'un de l'autre et si non, quelle en est la différence ?

L'objectif de ce mémoire est donc de **déterminer s'il existe une différence significative concernant les résultats obtenus en audiométrie vocale selon si le test est réalisé au casque Telephonics TDH39 ME70 ou aux inserts Etymotic ER-3A.**

Pour expliquer ce résultat, des corrélations ont ensuite été recherchées entre certains paramètres, tels que le degré de surdité, l'intensité de test ou encore le REUG, et l'écart relatif des scores obtenus aux deux transducteurs.

SD ARLINGER et E BILLERMARK ont étudié en 1997 les seuils d'intelligibilité vocale obtenus en utilisant les inserts ER-3A et le casque supra-aural TDH39. La population étudiée était composée de sujets normo-entendants et malentendants ayant des types et des degrés de perte auditive variés. Le matériel vocal utilisé pour cette étude réalisée en suédois était des « spondees », autrement dit, des mots dissyllabiques sans accent tonique, ou à accent tonique également réparti sur les deux syllabes. Une différence de SRT non statistiquement significative d'1dB a été trouvée. Il n'a pas été choisi de comparer les deux transducteurs par rapport au SRT dans ce mémoire. En effet, cela aurait multiplié le nombre de listes à tester avec le risque d'entraîner une fatigue chez le patient.

## 2 Matériel et méthode

### Population de l'étude

Les sujets, normo-entendants et malentendants, devaient être en capacité de répéter les phonèmes et ne pas présenter de maladie entraînant une dysfonction tubaire tels qu'un rhume ou une otite. L'oreille testée ne devait pas montrer d'obstruction du conduit auditif externe ni de présence excessive de cérumen.

Elle ne devait pas être cophotique et, pour des raisons pratiques, ne pas comporter le risque d'une perception controlatérale par transfert transcrânien afin de ne pas avoir besoin de procéder à un masquage.

A posteriori, une oreille dont on avait obtenu une intelligibilité de 0% ou de 100% pour au moins l'un des deux transducteurs était rejetée de l'étude. De même pour une oreille dont on avait recueilli des valeurs de REOG, mesuré avec les inserts, supérieures ou égales à 0dB sur les fréquences 250Hz et 500Hz. En effet, on considérait alors que l'insert n'était pas bien adapté au conduit auditif externe et qu'il pouvait donc y avoir des fuites acoustiques entraînant une courbe de réponse vocale affectée.

Au total, 38 oreilles droites et 40 oreilles gauches ont été retenues. Ces oreilles ont été testées sur 45 sujets (25 femmes et 20 hommes) âgés de 23 à 88 ans (moyenne d'âge : 66 ans).

### Passation des tests

La durée du test était d'environ 40 minutes. Le seuil auditif de chaque oreille a été mesuré aux inserts en dBHL, ce qui a permis d'estimer l'intensité à laquelle les tests vocaux seraient réalisés avec les listes syllabiques de Frank Lefèvre en voix enregistrée. Ce matériel vocal comportant 7 listes de 20 tri-syllabes identiques de type CVCVCV chacune a été choisi pour sa reproductibilité et sa sensibilité.

Les tests ont été randomisés pour les commencer de manière aléatoire soit par les inserts soit par le casque et soit par la liste 2 qui était toujours à l'oreille droite soit par la liste 3 qui était toujours à l'oreille gauche. Une liste d'entraînement (liste 1 à l'oreille droite et liste 4 à l'oreille gauche) était entreprise avant chaque test vocal. Un système d'enregistrement micro avec Audacity a été mis en place pour permettre une étude en simple aveugle. La notation des résultats se faisait sans savoir avec quel transducteur avait été réalisé le test.

Avant le test vocal aux inserts, le REUG du sujet était mesuré ainsi que le REOG avec les inserts.

## 3 Résultats

Les listes syllabiques de Frank Lefèvre étant équilibrées en difficulté, les résultats obtenus avec les deux listes ont été rassemblés. L'analyse statistique a donc été réalisée à partir d'un échantillon de 78 oreilles.

### Noémie MAUDET



Audioprothésiste D.E.

Ecole d'audioprothèse de Fougères

noemiemaudet@yahoo.fr

Mémoire réalisé sous la direction de Sébastien CHEVAL



## Analyse primaire : différence des résultats en audiométrie vocale entre les deux transducteurs

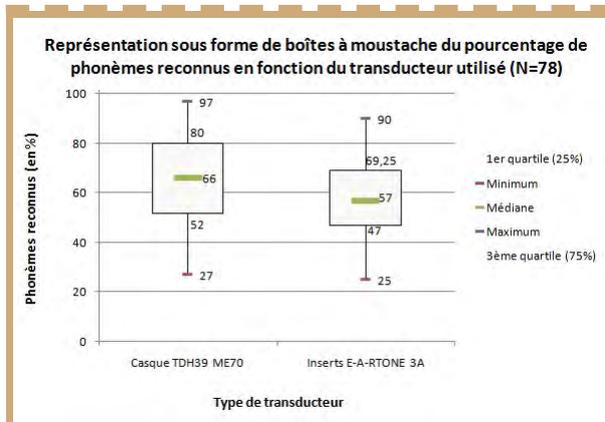


Figure 1 : Boîtes à moustache représentant le pourcentage de phonèmes reconnus en fonction du casque TDH39 ME70 et des inserts ER-3A (N=78).

Il a été trouvé que le casque donnait, en moyenne, des scores d'intelligibilité vocale 6.36% plus élevés qu'aux inserts. Cette différence est très significative d'après le test t de Student ( $p=7.37.10^{-6}$ ).

## Analyses secondaires : influence de certains paramètres sur les résultats obtenus

Afin de pouvoir expliquer cette différence significative trouvée, plusieurs paramètres ont été étudiés pour voir s'il existait une corrélation entre eux et le pourcentage d'écart relatif (Casque - Inserts).

### Le degré de surdité

Une corrélation très significative a été trouvée d'après le test de Spearman ( $p=0.0028$ ) avec le paramètre de la perte auditive moyenne (PAM) en dBHL des sujets testés, sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000Hz. De même avec la PAM en dBHL dans les aigus sur 1.5, 2, 3, 4, 6 et 8kHz (test de Spearman,  $p=2.89.10^{-5}$ ).

Les diagrammes de dispersion avec les droites de régression linéaire ci-dessous permettent de visualiser ces associations. Ils montrent que plus la surdité était importante, plus le pourcentage d'écart relatif (Casque - Inserts) diminuait.

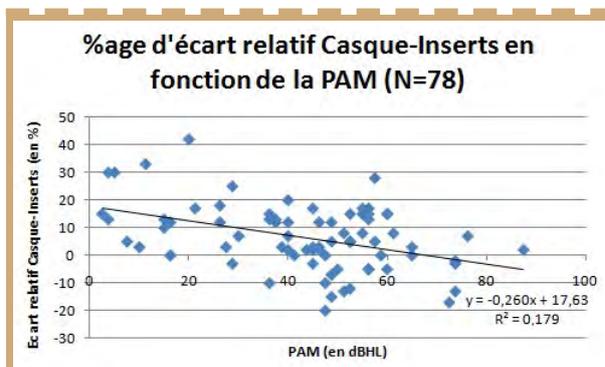


Figure 2 : Corrélation du pourcentage d'écart relatif entre les pourcentages de phonèmes reconnus au casque TDH39 ME70 et aux inserts ER-3A en fonction de la perte auditive moyenne en dBHL (N=78).

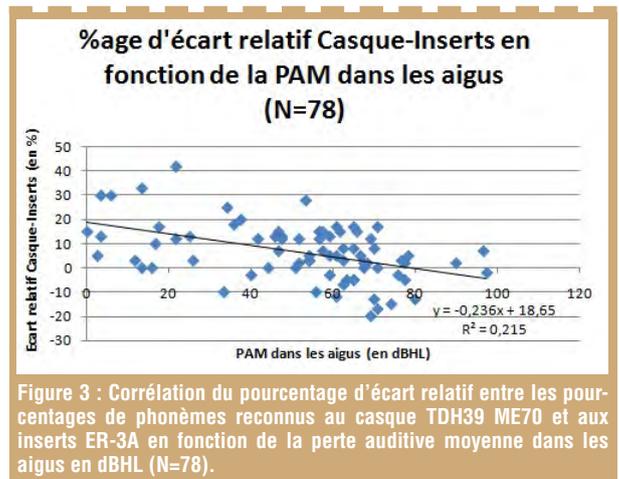


Figure 3 : Corrélation du pourcentage d'écart relatif entre les pourcentages de phonèmes reconnus au casque TDH39 ME70 et aux inserts ER-3A en fonction de la perte auditive moyenne dans les aigus en dBHL (N=78).

### L'intensité de test

Le lien recherché entre le pourcentage d'écart relatif (Casque - Inserts) et l'intensité de test était également très significatif (test de Spearman,  $p=0.0022$ ). Plus l'intensité de test était forte, plus le pourcentage d'écart relatif (Casque - Inserts) diminuait.

### Le REUG

Enfin, un lien avec les trois paramètres suivants concernant le REUG des sujets a été recherché : l'amplitude maximale ainsi que la moyenne du REUG sur la plage fréquentielle importante pour la compréhension 1000-4000Hz et la moyenne de l'écart absolu (REUG mesuré - REUG appliqué). Le REUG mesuré correspondant à celui propre au patient et le REUG appliqué étant la moyenne statistique du REUG prévue par NAL-NL 2. Aucune corrélation significative n'a été démontrée aux tests de corrélation de Bravais Pearson et de Spearman ( $p>0.05$ ).

## 4

## Discussion

### Analyse primaire

Le positionnement différent par rapport au tympan des deux transducteurs a été avancé pour expliquer la différence de compréhension trouvée, avec un score d'intelligibilité vocale meilleur en moyenne avec le casque. Il a été supposé que le casque, étant placé à l'extérieur, conserverait la résonance propre du pavillon et du conduit auditif externe. Les inserts, quant à eux, étant mis en place dans le conduit auditif, ne prendraient pas en compte la résonance du pavillon et modifieraient, voire élimineraient, la résonance du conduit auditif externe. Or, le gain naturel de l'oreille permet de rendre le son plus naturel et est lié avec l'intelligibilité vocale.

On remarque, d'après le graphique de la figure 4 publié par A.R. MOLLER, que la résonance du conduit auditif externe est peu modifiée par le casque contrairement à celle avec les inserts.

Une expérience a été réalisée sur un mannequin pour voir l'impact du transducteur sur le spectre obtenu en fond de conduit pour un bruit blanc généré avec l'audiomètre placé en mode vocal et l'atténuateur réglé sur 80dB. Le spectre différentiel (casque - inserts) de la figure 5 a été obtenu.

On remarque qu'en réalité les inserts doivent probablement apporter moins d'énergie au tympan au-delà de 750Hz d'où le risque d'une moins bonne compréhension par rapport au casque, la zone 1000-3000Hz jouant un rôle important dans l'intelligibilité de la parole.

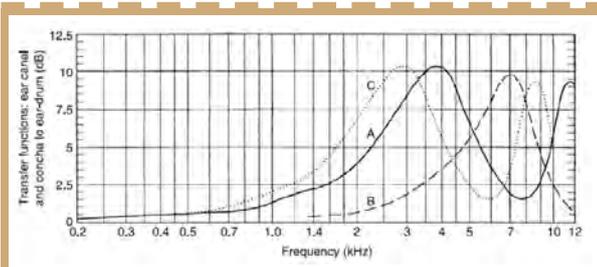


Figure 4 : Différence moyenne entre la pression acoustique au tympan et celle mesurée à différents endroits : à l'entrée du conduit (courbe A), à une position dans le conduit semblable à celle d'un insert (courbe B), et à une position qui est au centre de la conque semblable à celle d'un casque (courbe C).

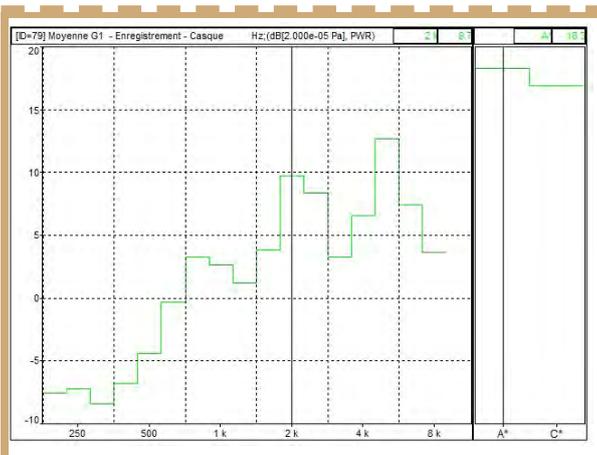


Figure 5 : Spectre différentiel (casque – inserts) (en dB SPL), en fonction de la fréquence (en Hz), obtenu en fond de conduit sur un mannequin.

### Analyses secondaires

Le raisonnement suivi pour expliquer le lien trouvé entre la PAM et le pourcentage d'écart relatif (Casque - Inserts) a été de se dire que plus la surdité du patient était importante, moins la résonance de son conduit auditif externe avait d'importance. Le fait que le casque conserverait le REUG aiderait à la compréhension en gardant l'identité acoustique pour les sujets avec une surdité légère. Alors que pour les surdités plus importantes, le gain de REUG ne ferait pas beaucoup de différence. La résonance du conduit auditif se trouvant dans les hautes fréquences, le lien trouvé était d'autant plus fort avec la PAM dans les aigus. L'association avec l'intensité de test peut s'expliquer de la même manière, ce paramètre étant réglé d'autant plus fort que la surdité était importante.

Un autre raisonnement a été de se dire que plus les valeurs recueillies par le REUG étaient importantes et éloignées des valeurs statistiques, plus le pourcentage d'écart relatif (Casque – Inserts) allait être important. Cependant, aucune corrélation significative n'a été démontrée, ce lien pouvant s'avérer difficile à obtenir.

### Les Limites

Cette étude comporte cependant quelques limites :

- L'audiométrie vocale étant un test subjectif nécessitant la participation du patient, la reproductibilité de ses réponses a pu être mise à l'épreuve.

- Il aurait été utile de reproduire plusieurs fois la mesure du REUG pour établir une moyenne fiable pour chaque sujet afin de contourner les risques de fluctuation et d'artéfacts.
- La précision de la mise en place du casque et des inserts pouvait parfois être difficile.
- La sonde in-vivo utilisée pour mesurer en plus le REOG dans cette étude était laissée en place lors de la réalisation du test vocal aux inserts.
- Il a été choisi de ne tester qu'une seule intensité par oreille pour ne pas multiplier le nombre de listes à tester et ne pas risquer d'entraîner une fatigue chez le patient. Il aurait été malgré tout intéressant de faire l'examen à plusieurs intensités afin de tracer la courbe d'intelligibilité vocale et faire une analyse plus complète.

## 5

### Conclusion

Ainsi, cette étude a permis de mettre en évidence qu'il existait une différence significative entre le score d'intelligibilité vocale obtenu au casque et celui obtenu aux inserts, avec en moyenne un score supérieur au casque. Cela a été expliqué par le fait que la mise en place des inserts dans le conduit auditif externe modifiait probablement le gain naturel de l'oreille du patient alors que le casque le conservait. Le spectre de la parole serait donc différent en fond de conduit selon le transducteur utilisé. Si cela s'avérait être vrai, on pourrait alors imaginer que la norme devrait établir une correction par bandes de fréquence, cette dernière ne comportant pas de pondération fréquentielle en audiométrie vocale contrairement en tonale.

Suite à cette étude, je recommanderais aux audioprothésistes qui utilisent de manière interchangeable les deux transducteurs en audiométrie vocale de se méfier d'obtenir des résultats identiques.

Enfin, la différence de spectres obtenus au mannequin demanderait une étude plus complète. De plus, la réflexion sur le degré de surdité et l'importance de la résonance du conduit auditif externe pour le patient est une idée logique, elle pourrait être une piste d'étude future.

## 6

### Bibliographie

Arlinger SD, Billermark E. Hearing thresholds for speech using insert earphones versus supra-aural earphones. *Scand Audiol*, 1997 ; 26 (3) : 151-4.

Ballachanda BB. Theoretical and Applied External Ear Acoustics. *J Am Acad Audiol*, 1997 ; 8 (6) : 411-20.

Berger EH, Killion MC. Comparison of the noise attenuation of three audiometric earphones, with additional data on masking near threshold. *J Acoust Soc Am*, 1989 ; 86 (4) : 1392-1403.

Durand N. Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ? Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'état d'audioprothèse. Université Montpellier 1. 2010.

Killion MC, Villchur E. Comments on 'Earphones in audiometry'. *J Acoust Soc Am*, 1989 ; 85 (4) : 1775-8.

Killion MC, Wilber LA, Gudmundsen GI. Insert earphones for more interaural attenuation. *Hear Instr*, 1985 ; 36 (2) : 34-36.

Lemesle P. Audivox, AVfS, AVfB, Test Cochléaire et Test Syllabique : étude comparative de tests vocaux dans le silence et dans le bruit. Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme d'état d'audioprothèse. Ecole d'audioprothèse JE Bertin, Fougères. 2005.

Moller AR. *Hearing : Anatomy, Physiology, and Disorders of the Auditory System (Second Edition)*. Chapitre 2. p.20. 2006. Academic Press. San Diego.



## Des solutions d'implants auditifs pour tous les types de surdités



**SYNCHRONY® CI**  
Système d'implant  
cochléaire



**SYNCHRONY® EAS**  
Stimulation électrique  
acoustique combinée



**BONEBRIDGE®**  
Système d'implant  
à conduction osseuse



**VIBRANT  
SOUNDBRIDGE®**  
Implant d'oreille moyenne

hearLIFE



## Solutions auditives implantables

Les systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY 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 des implants cochléaires : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA en cours d'inscription à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPPR. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 09/2016. MED-EL (France) - 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 - Fax : +33 (0)4 83 88 06 01.

## Effet de l'entretien des aides auditives sur leurs performances



### 1 Introduction

Parmi les missions de l'audioprothésiste, on retrouve « [...], le contrôle d'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillée » (article L 4361-1 du code de la santé publique). Bien qu'une norme AFNOR recommande un contrôle des aides auditives tous les six mois, l'absence d'échéance à ce suivi permanent laisse une totale liberté d'interprétation aux audioprothésistes. De plus, les rendez-vous de contrôle n'étant pas rémunérés (car inclus dans le budget initial des appareils), la tentation de proposer un suivi irrégulier est grande.

Les personnes âgées représentent la majorité des porteurs de prothèses auditives. Cette population se rend rarement compte de la perte d'efficacité progressive de leurs aides auditives. Cette perte se traduit par une diminution du gain délivré par l'appareil et entraîne une dégradation de la compréhension. Afin de limiter ce phénomène, la solution est de contrôler régulièrement l'appareillage.

Au travers de cette étude, je souhaiterais démontrer l'importance de l'accompagnement qui doit être apporté aux malentendants pour leur permettre de profiter au maximum de l'apport de leurs aides auditives au quotidien.

Dans ce but, les différences de gain obtenues après chaque nettoyage seront analysées afin d'en déduire l'impact sur les audiométries vocales reflétant la compréhension de la parole.

### 2 Matériel et méthode

#### 1. Participants

La population testée comprend 69 sujets appareillés en contour d'oreille, dont 32 femmes et 37 hommes, âgés de 34 à 91 ans. Pour l'ensemble de l'échantillon, les appareils sont datés de moins de quatre ans et les patients sont atteints de surdité légère à sévère type presbycusie.

Afin de pouvoir illustrer au mieux les différences mises en avant par les différents nettoyages, nous avons découpé la population en quatre groupes.

Ces groupes ont été définis en fonction de la variable « T », exprimée en jours, qui représente la durée séparant deux rendez-vous de contrôles successifs.

Il est à noter que l'effectif (N) représente le nombre d'oreilles appareillées testées et non le nombre de patients. L'effectif total est de 127.

	Groupe I	Groupe II	Groupe III	Groupe IV
T (jours)	0-45	46-80	81-110	111-168
N	21	36	39	31

#### 2. Protocole

S'agissant du protocole expérimental, les tests ont été répartis en trois étapes distinctes, et réalisés oreille par oreille (en monaural). Ils comprennent une succession d'audiométries vocales et d'analyses à la chaîne de mesure après chaque condition.

##### 2.1 Différentes étapes du nettoyage

###### • Condition 1 : aucun nettoyage

###### • Condition 2 : nettoyage de l'écouteur

Quand il s'agissait d'un RITE (Reciever In The Ear), les dômes étaient immergés dans un bac à ultrason et les pare-cérumen étaient renouvelés.

Dans le cas où les dômes étaient détériorés, usés majoritairement par les sécrétions du conduit auditif, nous procédions au remplacement de ceux-ci. Pour les appareils appartenant à la famille des BTE (Behind The Ear), les embouts étaient plongés dans le bac à ultrason et les tubes acoustiques étaient systématiquement remplacés, ce qui permettait de retrouver les meilleures conditions acoustiques nécessaires à meilleure propagation du son.

###### • Condition 3 : nettoyage de l'écouteur et des microphones.

Le nettoyage des microphones était le même pour tous types d'appareils. L'aide auditive était démontée, une brosse sans liquide venait décoller les impuretés sur les protections microphoniques. La coque de l'appareil était ensuite remontée.

Note : afin de faciliter la lecture de notre étude nous allons créer une condition 4. Celle-ci sera uniquement utilisée lors de l'interprétation des résultats des audiométries vocales. Elle aura pour but d'analyser le seul impact du nettoyage des microphones.

##### 2.2 Audiométrie vocale

Nous avons travaillé avec des listes dissyllabiques de Fournier à voix masculine comprenant les mots les plus utilisés dans la langue française. Ces listes étaient choisies aléatoirement et changées à chaque nouvelle audiométrie vocale pour palier au phénomène de mémorisation des mots. Nous avons utilisé pour chacune des listes un niveau d'intensité sonore de 50 dB SPL. Notons que les résultats des listes étaient comptabilisés en fonction du nombre de syllabes répétées ce qui nous apportait une meilleure précision finale.

##### 2.3 Chaîne de mesure

Le signal choisi pour tester les appareils en chaîne de mesure était le signal « ISTS ». Celui-ci présente l'avantage de

#### Pierre-Olivier SERRA



Audioprothésiste D.E,  
Etudiant en master,  
école de Montpellier,  
pierreolivier.serra@  
gmail.com

#### Stéphane GALLEGRO



Audioprothésiste  
D.E, Professeur des  
universités associé,  
Docteur en Biomédical,  
Directeur des études de  
l'école d'audioprothèse  
de Lyon

Audition Conseil  
Lyon, ISTR, 8 avenue  
Rockefeller, 69008  
Lyon.

Mémoire réalisé sous la  
direction de Stéphane  
GALLEGO.



ne pas activer les réducteurs de bruit ni d'enclencher le système anti-larsen (Delerce & Gault, 2011). Il était présenté pendant une durée de dix secondes afin de pouvoir stabiliser les compressions, plus spécifiquement les temps d'attaque et de retour.

A la suite du passage des aides auditives en chaine de mesure, nous avons obtenu six mesures :

- trois correspondaient à un niveau d'intensité de 50 dB SPL
- trois correspondaient à un niveau d'intensité de 85 dB SPL.

Nous précisons que chacune de ces trois mesures fait référence aux conditions 1, 2 et 3, détaillées auparavant.

## 3 Résultats

### A. Impact des différents nettoyages sur le gain délivré par les aides auditives

#### 1. Allure générale

Afin de pouvoir synthétiser au mieux les données obtenues, nous avons choisi d'organiser les résultats sous forme de graphiques. Ce sont les moyennes des gains obtenus en fonction des différentes situations qui sont représentées pour chaque fréquence centrale.

Ces moyennes ont été calculées en fonction des groupes définis précédemment.

Dans les graphiques ci-dessous, la courbe bleue représente la « courbe contrôle », nous permettant de constater les différences de gains obtenues. On remarque rapidement que plus la variable « T » augmente, plus ces différences s'accroissent (comparaison figure 1 et 2, comparaison figure 3 et 4). A première vue, ces graphiques nous permettent de supposer qu'il existe une relation de cause à effet entre la variable « T » et les nettoyages apportés aux aides auditives.

Les graphiques correspondant aux groupes I et II, pour les deux niveaux d'intensités testés, nous montre des différences de gain infimes, les trois courbes sont presque confondues.

#### 2. Test de Student pour valeurs appariées

Pour essayer de montrer la significativité des différences de gains obtenues, nous allons utiliser le test de Student pour échantillons appariés. Nous avons pris le soin de comparer les trois conditions entre elles. Les figures 5, 6 et 7 nous relatent les valeurs des p-values pour un niveau testé de 50 dB SPL alors que les figures 8,9 et 10 nous montrent des valeurs pour un niveau testé de 85 dB SPL.

Ces différents tableaux permettent de mettre en lumière la significativité des résultats obtenus. Nous remarquons l'intérêt majeur de

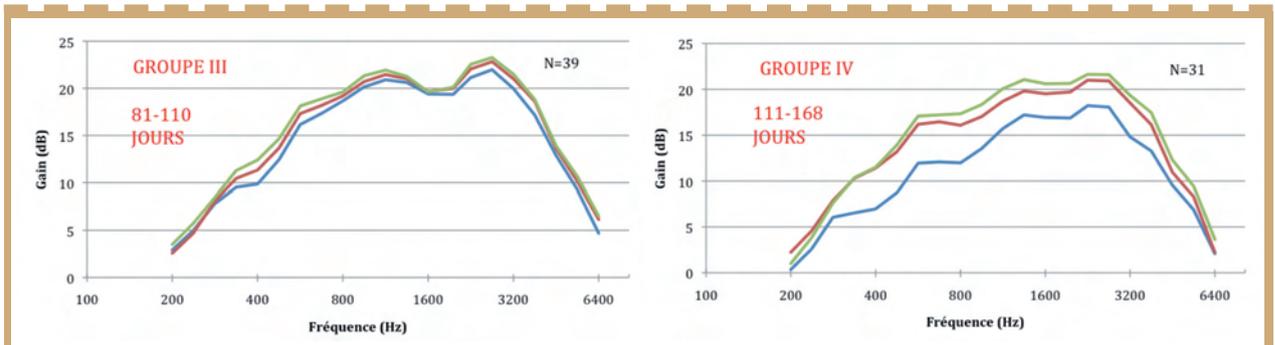


Figure 1 & 2 : Evolution de la variation du gain moyen en fonction des fréquences centrales pour un niveau de 50 dB SPL selon les différents nettoyages pour les groupes III et IV. La courbe bleue correspond à la moyenne des gains des appareils à l'état brut. La courbe rouge reflète la moyenne des gains des appareils après nettoyage des écouteurs. La courbe verte nous montre la moyenne des gains des appareils après nettoyage des écouteurs et des microphones. L'effectif représentant le nombre d'oreilles testées est de 39 pour le groupe III et de 31 pour le groupe IV.

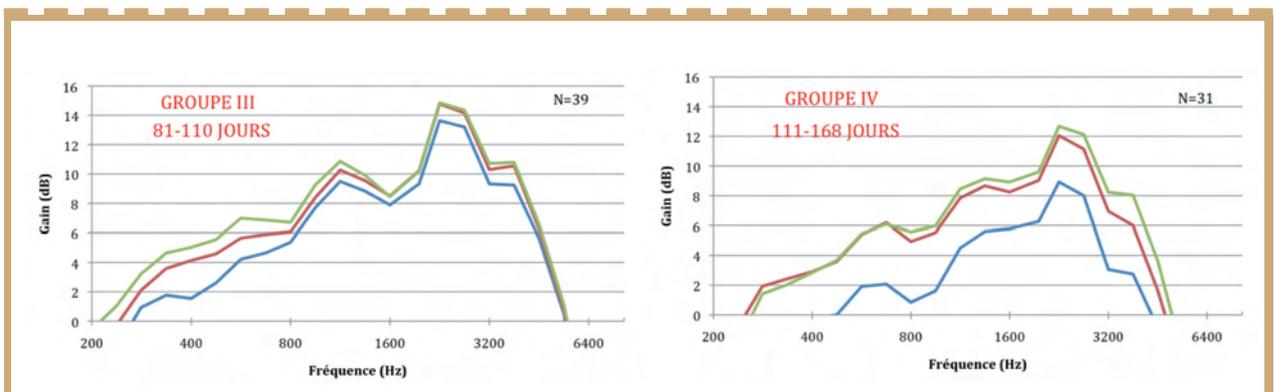


Figure 3 & 4 : Evolution de la variation du gain moyen en fonction des fréquences centrales pour un niveau de 85 dB SPL selon les différents nettoyages pour les groupes III et IV. La courbe bleue correspond à la moyenne des gains des appareils à l'état brut. La courbe rouge reflète la moyenne des gains des appareils après nettoyage des écouteurs. La courbe verte nous montre la moyenne des gains des appareils après nettoyage des écouteurs et des microphones. L'effectif représentant le nombre d'oreilles testées est de 39 pour le groupe III et de 31 pour le groupe IV.



F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.053	0.055	0.222	0.374	0.400	0.405	0.405	0.297	0.305	0.280	0.191	0.227
G.II	0.429	0.436	0.198	0.082	0.193	0.143	0.180	0.112	0.149	0.039	0.034	0.037
G.III	0.013	0.023	0.048	0.015	0.027	0.083	0.314	0.095	0.017	0.020	0.008	0.032
G.IV	0.005	0.006	0.004	0.005	0.003	0.002	0.008	0.006	0.004	0.008	0.002	0.001

Figure 5 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 50 dB SPL. Comparaison de la condition 1 (appareil à l'état brut) et de la condition 3 (appareil après nettoyage de l'écouteur et des microphones). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.024	0.021	0.041	0.143	0.131	0.106	0.114	0.098	0.132	0.166	0.120	0.170
G.II	0.129	0.090	0.037	0.013	0.098	0.168	0.194	0.059	0.079	0.088	0.047	0.109
G.III	0.026	0.084	0.162	0.100	0.124	0.168	0.219	0.090	0.056	0.060	0.044	0.032
G.IV	0.025	0.018	0.017	0.023	0.024	0.017	0.028	0.018	0.008	0.015	0.007	0.005

Figure 6 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 50 dB SPL. Comparaison de la condition 1 (appareil à l'état brut) et de la condition 2 (appareil après nettoyage de l'écouteur). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.086	0.087	0.083	0.056	0.066	0.036	0.032	0.028	0.068	0.158	0.129	0.378
G.II	0.150	0.135	0.183	0.091	0.267	0.355	0.384	0.093	0.084	0.141	0.401	0.177
G.III	0.128	0.127	0.207	0.082	0.077	0.166	0.440	0.336	0.060	0.089	0.063	0.371
G.IV	0.230	0.243	0.130	0.063	0.044	0.067	0.101	0.132	0.208	0.220	0.165	0.066

Figure 7 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 50 dB SPL. Comparaison de la condition 2 (appareil après nettoyage de l'écouteur) et de la condition 3 (appareil après nettoyage de l'écouteur et des microphones). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.101	0.046	0.074	0.281	0.288	0.301	0.209	0.207	0.187	0.167	0.134	0.192
G.II	0.259	0.496	0.256	0.064	0.293	0.193	0.168	0.083	0.069	0.039	0.040	0.030
G.III	0.005	0.005	0.023	0.008	0.008	0.014	0.118	0.061	0.028	0.022	0.006	0.017
G.IV	0.017	0.010	0.005	0.009	0.010	0.007	0.017	0.012	0.008	0.012	0.004	0.002

Figure 8 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 85 dB SPL. Comparaison de la condition 1 (appareil à l'état brut) et de la condition 3 (appareil après nettoyage de l'écouteur et des microphones). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.061	0.026	0.052	0.181	0.238	0.246	0.117	0.143	0.177	0.173	0.140	0.174
G.II	0.223	0.112	0.035	0.013	0.113	0.179	0.163	0.057	0.058	0.059		0.089
G.III	0.078	0.044	0.111	0.054	0.047	0.064	0.062	0.040	0.032	0.038	0.032	0.010
G.IV	0.050	0.023	0.020	0.022	0.028	0.019	0.050	0.027	0.013	0.025	0.014	0.013

Figure 9 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 85 dB SPL. Comparaison de la condition 1 (appareil à l'état brut) et de la condition 2 (appareil après nettoyage de l'écouteur). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

F(Hz)	566	673	800	951	1131	1345	1600	1962	2263	2691	3200	3805
G.I	0.231	0.325	0.416	0.250	0.384	0.252	0.066	0.092	0.341	0.427	0.446	0.440
G.II	0.076	0.090	0.118	0.089	0.097	0.473	0.496	0.163	0.339	0.246	0.371	0.087
G.III	0.051	0.062	0.152	0.067	0.075	0.079	0.434	0.434	0.336	0.174	0.061	0.338
G.IV	0.483	0.466	0.234	0.217	0.101	0.156	0.083	0.140	0.234	0.176	0.139	0.079

Figure 10 : Représentation des p-values en fonction des groupes et des fréquences centrales pour un niveau de 85 dB SPL. Comparaison de la condition 2 (appareil après nettoyage de l'écouteur) et de la condition 3 (appareil après nettoyage de l'écouteur et des microphones). Le nettoyage effectué est statistiquement significatif pour les valeurs surlignées en rouge ( $p < 0,05$ ). Les p-values sont représentées avec un risque d'erreur consentie de 5 %.

combiner le nettoyage écouteur/ microphones car les différences de gain deviennent marquantes à partir du groupe III (figure 5 et 8).

Les figures 6 et 9 nous montrent uniquement l'apport du nettoyage de l'écouteur sur les différences de gain. Les figures 7 et 10 quant à elles nous renseignent sur le seul impact du nettoyage du microphone.

L'analyse de l'ensemble des tableaux nous permet de dégager plusieurs conclusions. Nous pouvons constater tout d'abord que le nettoyage des aides auditives a un réel impact et que celui-ci apporte un bénéfice statistiquement significatif pour les groupes III et IV.

Nous constatons de la même manière, pour ces mêmes groupes, que le nettoyage combiné microphones/ écouteur apporte une significativité des résultats encore plus importante (comparaison figures 5/6 et figures 8/9).

Cependant, concernant l'apport du nettoyage des microphones par rapport au nettoyage de l'écouteur, les différences de gains ne sont pas assez importantes pour pouvoir être avérées.

**Le gain apporté par le nettoyage microphones/ écouteur devient significatif à compter de la date « T » égale 81 jours.**

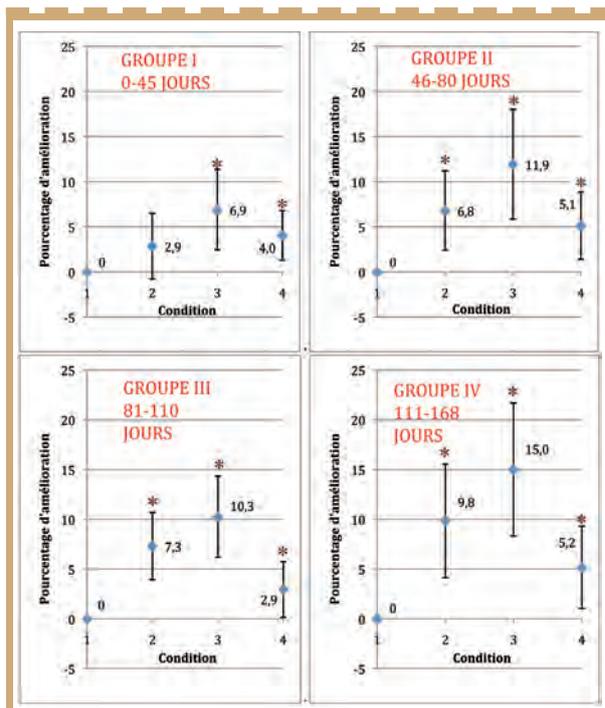


Figure 11 : Représentation du pourcentage d'amélioration entre chaque audiométrie vocale en fonction des différents groupes définis par la variable « T ». La condition 1 représente le référent. La condition 2 correspond au pourcentage d'amélioration obtenu après le nettoyage de l'écouteur. La condition 3 nous montre le pourcentage d'amélioration une fois le nettoyage de l'écouteur et des microphones réalisé. La condition 4 nous renseigne sur l'impact apporté par le seul nettoyage des microphones. Les listes de Fournier sont composées de dix mots et le score est comptabilisé en fonction du nombre de syllabes répétées. L'effectif représentant le nombre d'oreilles testées est de 21 pour le groupe I, 36 pour le groupe II, 39 pour le groupe III et 31 pour le groupe IV. Les conditions surmontées d'un astérisque témoignent de résultats significatifs.

## B. Impact des différents nettoyages sur l'évolution des audiométries vocales.

Après l'analyse des gains, nous avons décidé d'étudier, en fonction des groupes, l'impact des nettoyages sur les audiométries vocales correspondant à chaque situation.

Nous avons donc établi une moyenne du nombre de syllabes répétées par groupe pour chaque audiométrie vocale. Nous avons cherché à mettre en avant le pourcentage d'amélioration obtenue entre chaque audiométrie vocale. Les trois conditions ont été comparées entre elles et affichées sur un même graphique en fonction des groupes définis par la variable « T ».

Ainsi, nous pouvons constater une amélioration systématique des audiométries vocales après chaque nettoyage et ce quels que soient les groupes.

Ces pourcentages d'amélioration augmentent simultanément avec la durée séparant deux rendez-vous de contrôles successifs.

Ceci permettrait donc de mettre en évidence l'importance de la régularité des rendez-vous de contrôle afin d'empêcher une dégradation de l'appareillage et donc d'entretenir une meilleure compréhension de la parole.

Nous avons comparé les résultats de deux audiométries du même groupe pour savoir si la différence de score était marquante et ainsi prouver le réel impact des différents nettoyages. Les tests de Student pour valeurs appariées nous ont permis de montrer la significativité des résultats (conditions surmontées d'un astérisque sur la figure 11). Nous pouvons affirmer que le pourcentage d'amélioration entre la première et la dernière audiométrie vocale est éloquent pour tous les groupes. Cela induit que le nettoyage combiné écouteur/ microphones a un impact sur la compréhension de la parole.

En ce qui concerne les résultats suite au nettoyage de l'écouteur uniquement, le pourcentage d'amélioration est lui aussi révélateur pour tous les groupes excepté le groupe I.

Quant à l'apport du nettoyage des microphones par rapport au nettoyage de l'écouteur, le pourcentage d'amélioration est vérifié pour tous les groupes. De ce fait, chaque condition s'avère donc bénéfique au niveau des résultats à l'audiométrie.

## 4

## Discussion

A travers cette étude, nous avons traité deux types de données :

- Des données objectives, les différences de gains, mesurées grâce à la chaîne de mesure.
- Des données subjectives, les audiométries vocales.

Du fait de la significativité du gain apporté par le nettoyage complet des appareils pour les groupes III et IV nous avons pu constater la nécessité d'un contrôle trimestriel.

Nous remarquons en analysant les figures 5/6 et les figures 8/9, l'importance du nettoyage des microphones.

Pour le groupe III, le seul nettoyage de l'écouteur n'apporte pas de différence concrète. Une fois le nettoyage des microphones effectué, on s'aperçoit que les différences de gains sont statistiquement significatives. De par la facilité de la tâche et leur accessibilité, il est naturel de penser à nettoyer les écouteurs mais il n'est pas rare d'omettre (volontairement ou non) le nettoyage des microphones. Or c'est la combinaison des deux qui impacte sur les performances des appareils.



En effet, lors d'un contrôle trimestriel (groupe III), le simple fait de nettoyer l'écouteur n'aura aucun impact significatif sur les performances de l'appareil si celui-ci n'est pas lié au nettoyage des microphones.

En analysant les figures 6 et 9, on observe que le seul fait de nettoyer l'écouteur apporte une différence statistiquement significative pour le groupe IV ( $111 < T < 168$ ). Cela démontre une fois de plus l'intérêt d'un suivi régulier où seul le nettoyage de l'écouteur apporte un bénéfice.

Il aurait été intéressant pour les appareils appartenant à la famille des RITE de prendre en compte le paramètre « vieillissement de l'écouteur » par exemple en changeant l'écouteur.

Ceci nous aurait donc permis de constater si les différences de gains étaient plus marquées et si le groupe III devenait statistiquement significatif. L'ampleur de la tâche en fait un sujet d'étude à part entière.

D'autre part, deux intensités ont été retenues pour tester les appareils en chaîne de mesure.

En théorie, le signal ISTS de faible intensité (50 dB SPL) aurait dû nous permettre de voir l'impact du nettoyage de l'écouteur et des microphones sur les courbes de gain. Quant au signal de forte intensité (85 dB SPL), il aurait dû mettre en avant uniquement l'effet du nettoyage de l'écouteur et non celui du microphone.

En effet, dans ce dernier cas, nous mesurons le niveau de sortie maximum de l'appareil ce qui implique qu'un niveau d'entrée de 83 ou 85 dB SPL nous donnerait les mêmes niveaux de sortie.

Ces résultats peuvent être imputés en partie aux procédures de manipulation des appareils lors du passage en chaîne de mesure. En effet, il est très difficile de pouvoir renouveler avec exactitude le positionnement de l'écouteur ou embout sur le socle du coupleur 2cc. Des petites variations de volume apparaissent au niveau du coupleur ce qui entraîne des différences de gains qui sont indépendantes des différents nettoyages.

Les différences de scores à l'audiométrie vocale nous montrent pour la majorité des groupes et des situations comparées des résultats statistiquement significatifs. En effet, après chaque condition, une amélioration éloquentes des audiométries vocales permet d'affirmer que le nettoyage des aides auditives aura un réel impact sur la compréhension de la parole et donc sur le confort de nos patients.

Seule exception logique, le groupe I pour la comparaison entre l'audiométrie effectuée avant nettoyage des appareils et celle réalisée après nettoyage des écouteurs.

Plusieurs explications peuvent venir éclaircir ces significativités importantes que nous ne retrouvons pas sur l'étude des différences de gain.

Les listes de Fournier ont été choisies de façon aléatoire. Or ces listes ne sont pas équilibrées entre-elles (Bourquin, 2007). Du fait de la répétabilité de l'exercice et de l'intégration de la notion de suppléance mentale, les patients se sentaient de plus en plus en confiance, n'appréhendant l'erreur.

Malgré la connaissance de ces biais, ces listes ont été utilisées pour une question pratique. Elles sont composées de dix mots et sont donc rapidement exécutables. Aux vues des nombreuses manipulations à effectuer nous ne pouvions passer plus de temps sur les tests vocaux.

Aucune étude similaire n'a été menée à ce jour pour nous permettre de vérifier la concordance des résultats. La véracité des résultats aurait été encore plus marquée si nous avions effectué notre étude

sur une population placebo. Ceci nous aurait permis de voir si le caractère aléatoire des listes de Fournier et la mise en confiance des patients auraient mené à une amélioration des résultats malgré l'absence de nettoyage des aides auditives.

## 5 Conclusion

L'étude que nous avons menée ici nous aura permis d'étudier l'importance d'un suivi régulier à effectuer par l'audioprothésiste pour ses patients.

En effet, la loi impose ce suivi mais aucune échéance n'est indiquée ce qui permet à chaque professionnel de fixer ses propres règles. Or, les différentes mesures effectuées nous permettent d'affirmer qu'un nettoyage trimestriel est indispensable pour une bonne efficacité des aides auditives et donc la satisfaction de nos patients.

Seule la norme AFNOR préconise un rendez-vous tous les six mois, ce qui, aux vues des résultats notables observés n'est pas suffisant.

Un simple nettoyage tous les trois mois permettrait donc une meilleure intelligibilité de nos patients, et donc un meilleur confort.

L'étude menée ici pourrait être également menée sur des patients implantés cochléaires.

En effet, le protocole ne préconise qu'un rendez-vous par an à partir de la deuxième année, ce qui pourrait s'avérer être insuffisant étant donné la présence de microphones qui nécessitent également d'être entretenus pour une meilleure efficacité.

## 6 Remerciements

Je tiens à remercier Stéphane GALLEGO, initiateur de cette étude, qui m'a accompagné durant sa construction.

Merci à Jérôme BOURIEN et Maxime ELKAIM pour leurs soutiens et la qualité de leurs conseils.

## 7 Bibliographie

AFNOR. 2013. Règles de certification NF 518 – Révision 0.- 27 06 2013. Article L4361-1 du code de la santé publique. (s.d.). Récupéré sur Legifrance: <http://www.legifrance.gouv.fr/>

Bourquin M. Rééquilibrage des listes de Fournier. (2007) – Mémoire de la faculté de pharmacie de Nancy.

Delerce X & Gault A. Signaux de test et mesure in-vivo. (2011) – Audio infos n°165



# Dossier

## Mise au point d'une audiométrie vocale en conduction osseuse : Etude préliminaire.

**Dr Maxime GRATACAP**

Orl, Lyon (\*)

**Guy SERVETTAZ**

Audioprothésiste, sujet de mémoire de fin d'étude, école de Lyon (\*)

**Pr Stéphane TRINGALI**

ORL, CHU Hôpital Lyon Sud

**Pr Stéphane GALLÉGO**

Audioprothésiste, Institut des sciences et techniques de la réadaptation, Lyon

(\*) Cet article est le fruit d'une collaboration entre le service hospitalier des HCL Lyon SUD et le groupe Audition Conseil. Il est un condensé du mémoire de fin d'étude d'Audioprothèse de Guy SERVETTAZ représentant l'école de Lyon lors du dernier congrès UNSAF. Il représente environ 30% d'un projet d'étude global qui est toujours en cours. Par soucis de légitimité nous avons mis le Dr Maxime GRATACAP en premier auteur au même titre que Mr Guy SERVETTAZ.

### 1 Introduction

L'objectif de notre étude a été de contribuer à la mise en place d'un test d'intelligibilité en conduction osseuse.

Ce test doit permettre de poser, en préopératoire, un diagnostic prédictif de l'intelligibilité des patients après opération de surdité de l'oreille moyenne telle que l'otospongiose, d'une part, et de permettre une meilleure détermination de la réserve cochléaire avant l'appareillage d'un patient atteint d'une surdité de transmission, d'autre part.

Pourquoi cette démarche ?

Les bilans audiométriques permettent d'évaluer la nature de la surdité d'un patient (surdité de transmission, surdité neurosensorielle, surdité mixte) et le degré de surdité. Pour ce faire, l'audiométrie tonale est réalisée au quotidien en conduction aérienne (CA), comme en conduction osseuse (CO).

Cette évaluation est rendue difficile par la perte d'énergie sur les basses fréquences lors des tonales en CO, par les phénomènes de transfert transcrânien, et les problématiques d'assourdissement, tout particulièrement quand les pertes auditives sont dissymétriques.

Par ailleurs, le retentissement sur la compréhension de la parole est analysé en CA exclusivement.

Au travers de cette étude, nous souhaitons définir les conditions et les modalités permettant la reproductibilité d'un test d'intelligibilité en CO.

Pour ce faire, dans une première partie, nous présenterons différents éléments théoriques concernant la CO.

Dans une seconde partie expérimentale, nous présenterons la démarche que nous avons mise en œuvre. La réalisation du test d'intelligibilité en conduction osseuse a été décomposée en trois phases : La première phase a permis de quantifier les différences de niveau entre les seuils auditifs liminaires en conduction aérienne et en conduction osseuse pour les fréquences de 250 à 8000 Hz. Sur cette base, nous avons réalisé dans un deuxième temps un filtre numérique qui a permis de pondérer en énergie, par bandes fréquentielles le matériel vocal destiné à être utilisé lors des tests d'intelligibilité en conduction osseuse. Enfin, nous avons comparé dans une troisième phase, les courbes d'intelligibilité obtenues en conduction aérienne et en conduction osseuse.

Enfin, dans la dernière partie nous présenterons une discussion critique de nos résultats expérimentaux. Cette étude a fait l'objet d'une évaluation positive du comité d'éthique de HCL de Lyon est.

### 2 Partie théorique

#### 1. Conduction aérienne et osseuse

L'ouïe est le processus de réception des stimuli acoustiques via le système auditif et leur conversion en sensations auditives. Les stimuli acoustiques arrivant aux oreilles sont convertis en vibrations mécaniques qui stimulent la cochlée où elles sont transformées en impulsions nerveuses qui sont véhiculées vers le cortex auditif.

Les stimuli acoustiques peuvent emprunter deux voies pour être transformés en vibrations mécaniques : la CA et la CO :

- La CA est le processus par lequel le signal acoustique est transmis par les structures de l'oreille externe et de l'oreille moyenne ;
- La CO est le processus par lequel le signal acoustique est transmis grâce aux vibrations des os crâniens jusqu'à la cochlée.

Mais au final, la CA et la CO utilisent le même mécanisme de conversion dans la cochlée où les vibrations mécaniques sont converties en impulsions nerveuses. Cela signifie que le processus cochléaire est le même quelle que soit la voie par laquelle la cochlée est stimulée (Bekesy, 1932 ; Stenfelt, 2007).

#### 2. La conduction osseuse

Henry et al, 2007, ainsi que Stenfelt, 2011 ont présenté un état de l'art de la conduction osseuse. Nous nous sommes appuyés sur ces publications pour rédiger cette partie de l'article.

##### 2.1. Voies d'accès à la cochlée pour les sons en conduction osseuse

L'audition par CO est transmise au travers des os crâniens, des cartilages, de la peau et par les tissus mous et les fluides corporels provoquant au final une pression sonore dans la cochlée.

Stenfelt et al, 2005, ont présenté les cinq composantes les plus importantes dans la perception des sons en CO chez les normo et malentendants :

- Acoustique rayonnée dans le canal de l'oreille externe en réponse à une stimulation CO (Stenfelt et al, 2003, 2007). Si le canal auditif est fermé, l'impact sur les seuils auditifs dans les basses fréquences peut être important. C'est l'effet d'occlusion;
- Vibration CO transmise par l'effet inertiel des osselets de l'oreille moyenne (Stenfelt, 2006);
- Forces inertielles transmises par les fluides cochléaires (Sohmer et al, 2000, Stenfelt et al, 2005) ;
- Mouvement des fluides cochléaires provoqué par la compression des parois cochléaires (Békésy, 1960, Tonnendorf 1966);



Facteurs contribuant à la perception en CO		100 Hz à 300 Hz	300 Hz à 500 Hz	500 Hz à 1000 Hz	1000 Hz à 2000 Hz	2000 Hz à 3000 Hz	3000 Hz à 4000 Hz	Supérieur à 4000 Hz	
Canal externe de l'oreille	Non occluse	Impact faible					Pas d'impact		
	Occluse	Impact très significatif	Impact significatif		Pas d'impact				
Inertie des osselets de l'oreille moyenne		Pas d'impact			Impact peu significatif			Pas d'impact	
Inertie des fluides cochléaires		Impact très significatif			Impact peu significatif				
Compression des parois cochléaires		Pas d'impact						Impact faible	
Pression transmise par le liquide céphalo-rachidien		Impact faible							

Tableau 1 : Contribution des cinq facteurs impliqués dans la perception des sons en CO.

- Transmission de la pression du liquide céphalo-rachidien aux fluides cochléaires (Tonndorf 1966, Stenfelt 2005).

La contribution des cinq facteurs impliqués dans la perception des sons en CO est présentée dans le tableau 1 :

## 2.2. Propriétés de la propagation du son en C.O. dans le crâne

Dans ce paragraphe, nous allons rappeler quelques propriétés de la transmission du son par le crâne.

### a. Résonance du crâne

Les modes vibratoires du crâne ont été étudiés dans les études de Bekesy, 1960 et Stenfelt et al, 2005. Pour la bande de fréquences de 100 à 10 000 Hz quatre types différents de modes vibratoires apparaissent.

Pour les fréquences très basses (150 à 400 Hz), le mouvement du crâne peut être assimilé au mouvement d'un corps rigide (Stenfelt et al., 2005). Au-dessus de cette plage fréquentielle et jusqu'à 1000 Hz, la première résonance globale du crâne apparaît et la vibration du crâne peut être décrite comme un système masse-ressort dans lequel les grandes entités du crâne se meuvent en phase. Au-dessus de 1000 Hz, une onde de transmission apparaît dans le crâne et entre 1000 et 2000 Hz, le mouvement de type masse-ressort du crâne est dominé par l'onde de transmission.

### b. Atténuation des sons transcrâniens

Lorsque les signaux acoustiques sont délivrés aux oreilles en CA, la tête offre un certain degré d'isolation entre elles. Cette isolation est désignée sous le nom atténuation interaurale (AI).

Le test audiométrique typique en supra-aural (sur l'oreille) avec des écouteurs (TDH-39) fournit une AI de l'ordre de 50 dB aux basses fréquences à 60 dB à des fréquences élevées.

Dans le cas d'une stimulation osseuse, le terme atténuation interaurale (AI) est remplacé par l'atténuation transcrânienne (AT), reflétant une stimulation crânienne plutôt qu'aérienne.

Si le signal vibratoire est délivré par un vibreur placé sur le front, l'AT est pratiquement nulle en raison des effets d'atténuation symétriques sur le son atteignant les deux cochlées.

Si le signal vibratoire est délivré sur le côté de la tête, l'AT n'est pas nulle en raison de l'atténuation différentielle du son par les structures de la tête lorsqu'il atteint chacune des cochlées. Les effets différentiels dépendent de la fréquence du signal acoustique. Stenfelt et al (2000), et Stenfelt et al (2005) ont indiqué que l'AT pour un vibreur sur le côté de la tête est inférieure à 5 dB dans la gamme des 250 à 500 Hz mais augmente avec la fréquence à environ 15 à 20 dB dans la gamme des 2000 - 4000 Hz et au-dessus. L'AT est un concept important pour expliquer la faisabilité de la perception spatiale de signaux auditifs par CO.

Dans le cas de tests auditifs par CO en audiologie clinique, la valeur relativement faible de l'AT exige que, lorsqu'une différence entre les seuils d'audition des oreilles est identifiée, l'oreille non testée soit masquée dans le but d'éliminer sa contribution à la perception auditive.

### c. Délais de propagation transcrâniens

Lorsqu'une source sonore émet hors d'un plan médian, il y a un délai interaural entre l'onde sonore arrivant à l'oreille proximale et à l'oreille distale. Cet écart temporel, appelé différence de temps interaurale (DTI), est le plus grand lorsque la source sonore est située sur l'axe latéral de la tête ( $\pm 90$  degrés) et peut augmenter en fonction de la taille de la tête du patient.

La DTI est importante dans la localisation spatiale des sons. Dans le cas de la CO, le retard transcrânien (RT) dépend des propriétés mécaniques de la tête et du point de stimulation.



Le RT est déterminé par la vitesse du son à travers les structures de la tête.

In vivo, la vitesse de propagation du son par CO semble être similaire à la vitesse du son dans l'air. La vitesse de propagation des ondes sonores a été mesurée entre 260 et 540 ms<sup>-1</sup> (Stenfelt et al, 2005).

#### d. L'audition en conduction osseuse binaurale

Le traitement binaural du son est une fonction supérieure à l'utilisation seule des deux oreilles car il permet la localisation des sources sonores en trois dimensions et de comprendre la parole dans un environnement bruyant.

Il est établi qu'en CA, l'homme utilise les différences temporelles interaurales à des fréquences inférieures à 1000 Hz et les différences de niveau interaurales à des fréquences plus élevées pour le traitement binaural.

Les différences temporelles et de niveau peuvent être affectés négativement par une transmission transcrânienne en CO réduisant la séparation de l'information entre les cochlées. Les faibles différences temporelles entre les cochlées aux basses fréquences pour les sons en CO, empêchent le traitement binaural à basse fréquence (Stenfelt et al, 2005). De même, aux hautes fréquences, le traitement binaural est entravé par la transmission transcrânienne qui peut limiter la différence de niveau normalement due à l'ombre de la tête.

Pourtant, il est établi que les prothèses auditives en CO sont efficaces pour le traitement binaural du son CO, même si le traitement binaural n'est pas aussi bon qu'avec une stimulation purement en CA (Stenfelt, 2011).

### 2.3. Seuils d'audition en conduction osseuse

Le seuil d'audition en CO est défini comme la plus petite valeur d'une force mécanique ou d'une accélération appliquée au crâne et provoquant une sensation auditive. Elle s'exprime en newton.

#### a. Paramètres influents sur les seuils auditifs

Comme pour la CA, l'oreille humaine est plus sensible en CO aux fréquences de 1000 à 4000 Hz. Bien qu'en audiologie clinique seules les fréquences de 250 Hz à 4000 Hz soient testées, les seuils auditifs peuvent être testés de manière reproductibles jusqu'à 8000 Hz (McBride et al, 2005).

Les paramètres influents sur la mesure des seuils sont la pression statique du vibreur sur la peau (Bekesy 1939, 1960), la surface du vibreur (Khanna et al, 1976), la localisation du vibreur et l'occlusion de l'oreille testée.

La localisation du vibreur influe sur le niveau d'énergie nécessaire pour stimuler la cochlée, sur la variabilité des seuils obtenus, sur le confort du patient, sur la facilité de placement, et la nécessité d'un masquage controlatéral. D'une façon générale, plus le vibreur est proche de la cochlée, meilleure est la stimulation de la cochlée ipsilatérale. (Stenfelt et al 2000). Les seuils auditifs en CO ont été comparés par McBride et al, 2005. Les emplacements permettant d'obtenir les seuils les plus bas, sont dans l'ordre : le condyle, la mastoïde, l'angle de la mâchoire. Dans cette étude, la position frontale arrive à l'avant-dernière place. En revanche, le positionnement du vibreur au centre du front favorise la reproductibilité des résultats. Le front a une épaisseur uniforme, une forme relativement plate qui produit des ondes de forme très régulière. Cette régularité permet une tolérance plus grande du placement du vibreur lors de

la mesure des seuils. De plus la variabilité des seuils inter-patients est plus faible. Le positionnement du vibreur sur la mastoïde est plus délicat. Il doit être effectué au point où l'épaisseur de la peau est la plus faible, c'est-à-dire le point où l'os de la mastoïde est le plus proéminent. La tolérance au placement est plus faible, et la variabilité inter patient est, de ce fait, augmentée.

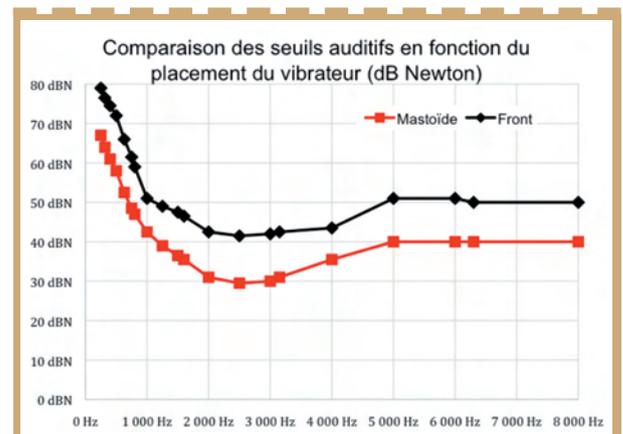
L'effet de l'occlusion de l'oreille a un impact sur la mesure des seuils en CO. Lors d'une stimulation vibratoire appliquée sur le front, les seuils en CO sont plus faibles pour une oreille occluse que pour une oreille ouverte. Cet écart est de 20 dB à 200 Hz et diminue progressivement pour devenir nul pour les fréquences supérieures ou égales à 2000 Hz (Walker et al, 2005).

Nous n'avons pas trouvé d'étude comparant les seuils auditifs en CO avec une stimulation monaurale et une stimulation binaurale.

#### b. Seuils auditifs en conduction osseuse

Le graphique 1 présente les seuils auditifs obtenus avec un vibreur B-71 positionné sur la mastoïde et sur le front. On constate que la force nécessaire pour obtenir ces seuils est plus importante en position frontale que sur la mastoïde, et que les seuils sont plus élevés sur les basses fréquences.

Nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'étude portant sur la comparaison des seuils en CA et CO (avec stimulation frontale, oreilles non-occluses).



Graphique 1 : Seuils auditifs en conduction osseuse obtenu avec un vibreur B-71 placé sur la mastoïde et sur le front (ANSI, 1996).

### 2.4. Intelligibilité en conduction osseuse

L'intelligibilité osseuse des patients a été étudiée pour les patients atteints d'otospongiose. L'objectif est de déterminer de façon prédictive l'intelligibilité post-opératoire de ces patients. Les auteurs parlent de l'évaluation de la réserve cochléaire.

L'évaluation de l'intelligibilité a été explorée par plusieurs voies : mesure audiométrique de l'intelligibilité en CO (Speech Reception Threshold : SRT, Speech Discrimination : SD), mesure de l'intelligibilité avec le weber vocal en CO (Speech Webet Test : SWT).

Le SRT et le SD ont été décrits par Gelfand, 2009. Le SWT par Causse et al. 1973. Ces tests ne sont pas spécifiques à la CO.

La mesure de l'intelligibilité en CO a été effectuée avant opération chez des patients atteints d'otospongiose par Goetzinger et al, (1955). Ces tests d'intelligibilité prédictifs en CO sont représentatifs des tests d'intelligibilité en CA post-opératoires à +/- 10% (Robinson



et al (1970)). Dans cette étude, le positionnement du vibreur n'est pas explicité, mais on peut supposer que le vibreur est appliqué sur la mastoïde.

Les comparaisons des courbes d'intelligibilité effectuées en CA et en CO par Randall et al. (1981) sur des sujets normo-entendants montrent que les pentes des courbes d'intelligibilité et le 100% d'intelligibilité sont comparables. Dans cette étude, le vibreur est positionné sur la mastoïde.

Causse et al. (1967 et 1973) ont proposé un test (SWT) qui permet de mesurer l'intelligibilité de l'oreille ayant la meilleure CO.

Pour ce faire, le vibreur est appliqué sur le front du patient. Le matériel vocal est constitué par les listes de Fournier. Le patient répète à chaque intensité les 10 mots dissyllabiques qu'il a entendu. Le patient doit également indiquer la direction de la latéralisation de chaque mot. Ce test simple à mettre en œuvre, ne nécessite pas d'assourdissement.

Le SWT a été réalisé avec des milliers de patients atteints d'otospongiose (Causse et al. 1973, 1981). Il permet d'identifier de manière fiable grâce à sa latéralisation l'oreille qui doit être opérée en premier et par sa courbe le niveau fonctionnel d'intelligibilité post-opératoire à attendre.

Nous n'avons pas trouvé d'analyses comparant le niveau d'intelligibilité en CO préopératoire avec le niveau d'intelligibilité en CA post-opératoire avec cette méthode.

Les auteurs indiquent que parfois, le résultat obtenu après chirurgie est de 5 à 10 dB meilleur que le niveau estimé. Ils attribuent ce phénomène à un traitement médical de soutien à la cochlée.

## 2.5. Conclusion de la partie théorique

Compte tenu de la littérature analysée, nous souhaitons élaborer un matériel vocal à partir d'une stimulation frontale qui assure une meilleure fiabilité des mesures osseuses et évite la problématique d'assourdissement. L'oreille testée ne sera pas occluse. Ces résultats en CO devront alors être comparés à ceux obtenus par une stimulation binaurale en CA.

### 3

## Partie expérimentale

La réalisation expérimentale du test d'intelligibilité en conduction osseuse a été décomposée en trois phases :

Phase 1 : quantification des différences de perception des seuils auditifs liminaires en CA et en CO pour les fréquences de 250 à 8000 Hz ;

Phase 2 : A partir de ces résultats, réalisation d'un filtre numérique qui permettra de pondérer en énergie, par bandes fréquentielles, le matériel vocal destiné à être utilisé en CO ;

Phase 3 : Comparaison des courbes d'intelligibilité en CA et en CO avec le matériel vocal non compensé avec celles obtenues en CO avec le matériel vocal compensé.

### 1. Phase N°1 : Comparaison des seuils liminaires en CA et CO.

Nous avons testé un premier groupe de 17 sujets normo-entendants suivant les normes du BIAP. Le second groupe testé est composé de 11 patients malentendants. Ils présentent tous une perte neurosensorielle bilatérale symétrique.

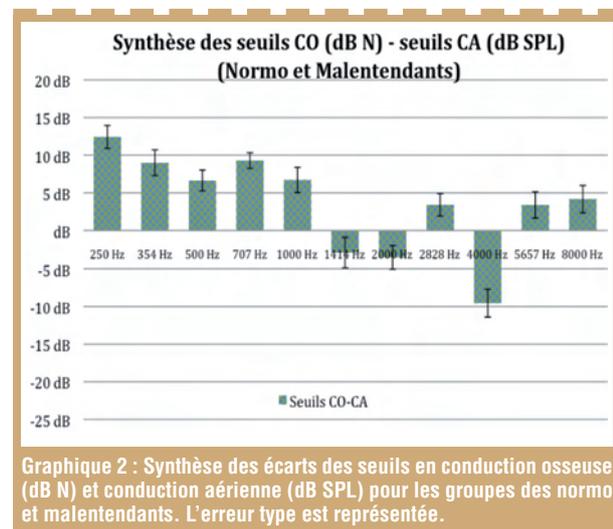
Les tests ont été réalisés dans une cabine audiométrique à l'aide d'un audiomètre Aurical d'Otometrics, d'un casque TDH39-P, d'un vibreur RADIO EAR B-71.

Nous avons utilisé des fichiers de sons en bruit bande-étroite 1/8 d'octave (narrow-band) s'échelonnant de 250 à 8000 Hz par demi-octave au format .wav. Puis nous avons généré pour chaque fréquence un fichier .wav où chaque son a été reproduit 10 fois avec un silence d'environ 0,6 s entre chaque son. Ces fichiers ont été gravés sur un CD audio.

Chaque test est décomposé en deux étapes :

- Détermination des seuils auditifs liminaires en CA bilatérale au casque,
- Détermination des seuils auditifs liminaires en CO avec vibreur en position frontale, oreilles nues.

Les différences de perception des seuils auditifs liminaires en CA et en CO, résultants de ces tests, sont synthétisées sur le graphique 2 :



Graphique 2 : Synthèse des écarts des seuils en conduction osseuse (dB N) et conduction aérienne (dB SPL) pour les groupes des normo et malentendants. L'erreur type est représentée.

Ces résultats recourent la forme générale des différences de seuils déduits de la littérature, à savoir des seuils en CO plus élevés sur les fréquences de 250 Hz à 800 Hz, puis une similitude des seuils CO et CA pour la bande de fréquences de 1000 Hz à 6000 Hz, et enfin des seuils plus faibles en CO pour le 8000 Hz.

### 2. Phase N°2 : Réalisation d'un matériel vocal compensé à l'aide d'un filtre numérique.

Ce filtre a été réalisé avec le logiciel Cool Edit.

Les facteurs de gain et d'atténuation ont été déterminés à partir des résultats de la phase 1 présentés sur le graphique n°02, puis divisés par deux pour les convertir en dB électriques.

Enfin une atténuation de 2 dB électriques a été appliquée afin d'éviter les phénomènes de saturation.

Les listes vocales sont réalisées à partir de 64 logatomes sans signification de type VCV (voyelle-consonne-voyelle) prononcés par une voix de femme. Ces logatomes sont constitués du phonème /a/ comme voyelle. La consonne varie d'un logatome à l'autre, et est choisie parmi les 16 suivantes : « /b/, /j/, /d/, /t/, /g/, /ʒ/, /k/, /l/, /m/, /n/, /p/, /R/, /s/, /t/, /v/, /z/ ». On a donc 16 logatomes différents qui sont les suivants : aba, afa, ada, afa, aga, aʒa, aka, ala, ama, ana, apa, aRa, asa, ata, ava, aza.



Nous avons repris les fichiers de logatomes wav créés par D.Colin pour son mémoire d'Audioprothèse. Avec le logiciel Cool Edit, nous avons appliqué à chacun des fichiers de logatomes le filtre décrit précédemment et créé autant de fichiers wav de logatomes pondérés par ce filtre.

Ces fichiers ont été insérés dans un logiciel d'audiométrie vocale développé sous MATLAB.

L'utilisation de logatomes plutôt que les listes de mots signifiants telles que Fournier ou Lafon a été préconisée pour étudier le seuil à 50% mais surtout la pente de l'intelligibilité en fonction du niveau de stimulation (le nombre de dB nécessaires pour passer de 25 à 75 %). Cette pente est très pertinente avec un matériel phonétique non-signifiant de type voyelle consonne voyelle. Ces deux paramètres (50% et pente) nous permettrons de comparer les trois conditions CA, CO, et CO compensée.

### 3. Phase 3 : Comparaison des courbes d'intelligibilité en CA et CO avec le matériel vocal standard avec ceux obtenus en CO avec le matériel vocal compensé.

Cette seconde phase de test a été réalisée grâce à un premier groupe de 16 sujets normo-entendants suivant les normes du BIAP. Le second groupe est composé de 8 patients malentendants. Ils présentent tous une perte neurosensorielle bilatérale symétrique.

#### 3.1. Matériel et méthode

Le matériel vocal utilisé est composé de logatomes. Chaque liste comprend 16 logatomes répétés 4 fois chacun de manière aléatoire au patient. L'unité d'erreur est la consonne située entre les deux voyelles du logatome. Chaque logatome répété correctement vaut 1,56%. Une performance de 1/16 (6,25%) correspondrait à une réponse au hasard.

Nous disposons de deux jeux de listes de logatomes, une liste dite standard et une seconde compensée comme décrit en phase 2.

La passation des tests a été réalisée à l'aide d'un ordinateur portable, équipé d'une carte son externe USB 24 bits.

Les tests sont réalisés avec un casque TDH39-P et un vibreur RADIO EAR B-71.

#### 3.2. Passation des tests

Les patients sont soumis à trois tests consécutifs :

- Vocale au casque en CA en bilatéral avec le matériel vocal standard ;

- Vocale en CO (vibreur en position frontale), avec le matériel vocal standard ;
- Vocale en CO (vibreur en position frontale), avec le matériel vocal compensé.

#### 3.3. Résultats

##### a. Groupe normo-entendant

Les résultats sont présentés sur le graphique 3.

Nous pouvons constater que les courbes d'intelligibilité obtenues en CA et CO sont très proches. Par contre, la pente de la courbe d'intelligibilité en CO semble plus faible et le 50% est atteint à une intensité plus importante.

Les courbes d'intelligibilité ont été modélisées afin de pouvoir les comparer sur trois critères :

- Le niveau d'intensité nécessaire pour atteindre le 50% d'intelligibilité,
- Le nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité,
- Le pourcentage d'intelligibilité maximal.

Nous avons réalisé une régression non-linéaire (graphique 04) à l'aide du logiciel XLSTAT sur une fonction logistique sigmoïde de paramètres :

$$Y = \frac{\text{Maximum d'intelligibilité}}{1 + e^{(-\text{Pente à 50\%} \times (\text{dB} - \text{Seuil à 50\%}))}}$$

dB est l'intensité en dB SPL.

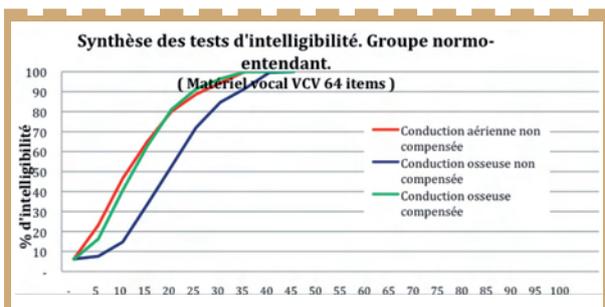
La qualité de l'ajustement a été vérifiée grâce à la mesure de covariance R<sup>2</sup>, elle a toujours été comprise entre 0.96 et 1.00.

Les niveaux d'intensité nécessaires pour atteindre le 50% d'intelligibilité sont résumés dans le tableau 2.

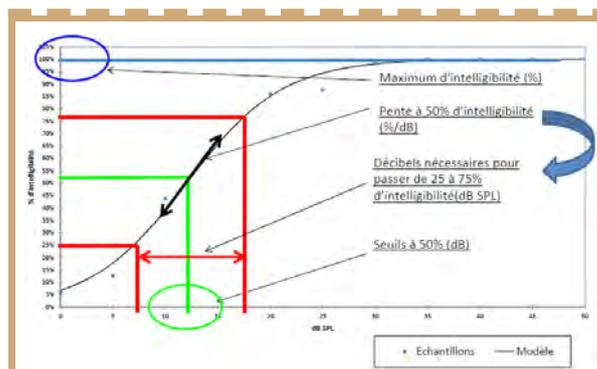
Seuils d'intelligibilité à 50% (dB SPL ou dBN eq SPL)			
	Conduction aérienne	Conduction osseuse	Conduction osseuse compensée
Moyenne	11.66	19.44	12.42
Erreur type	0.62	0.65	0.52

Tableau 2 : Niveaux d'intensité (dB SPL ou dN N eq SPL) pour lesquels le 50% d'intelligibilité est atteint. Groupe normo-entendant

Le nombre de décibels nécessaire pour passer 25% à 75% d'intelligibilité est résumé dans le tableau 3.



Graphique 3 : Synthèse des courbes d'intelligibilité en conduction aérienne et osseuses. Groupe normo-entendant. Le matériel vocal est du type VCV. Intensité CA en dB SPL, Intensité en CO en dB Newton eq SPL.



Graphique 4 : Exemple de régression non-linéaire du sujet 1.



Nombre de décibels nécessaire pour passer de 25 à 75% d'intelligibilité (dB)

	Conduction aérienne	Conduction osseuse	Conduction osseuse compensée
Moyenne	11.63	12.61	10.45
Erreur type	0.45	0.41	0.40

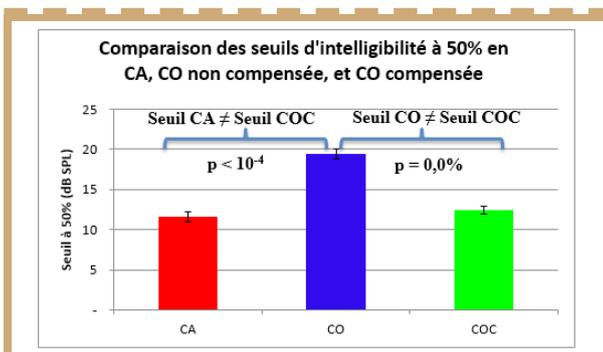
**Tableau 3 : Nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité (dB). Groupe normo-entendant**

Le maximum d'intelligibilité est de 100% pour tous les sujets témoins. Nous avons réalisé une analyse statistique de ces résultats grâce à un test de Friedman par paires appariées.

Les moyennes des niveaux d'intensités nécessaires pour atteindre le 50% d'intelligibilité ont été comparées en CA, CO et en Conduction Osseuse Compensée (COC). Le même travail a été effectué pour comparer les moyennes du nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité.

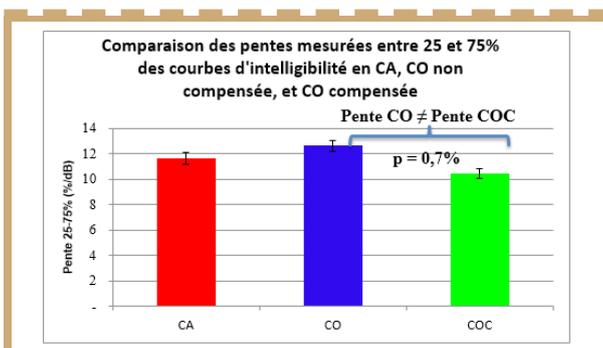
Les résultats statistiques obtenus pour les seuils à 50% montrent que les moyennes des seuils à 50% en CA et en CO sont différentes ( $p < 10^{-4}$ ), d'une part, et que les moyennes des seuils à 50% en CO non compensée et en conduction osseuse compensée sont différentes ( $p=0,0001\%$ ), d'autre part.

Les résultats sont synthétisés sur le graphique 5 :



**Graphique 5 : Comparaison des moyennes des niveaux d'intensité (dB SPL ou dB N eq SPL) pour lesquels le seuil d'intelligibilité à 50% est obtenu CA, CO et COC. L'erreur type est également représentée. Groupe normo-entendant**

Le même type d'analyse a été effectuée pour comparer le nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% (graphique 6).

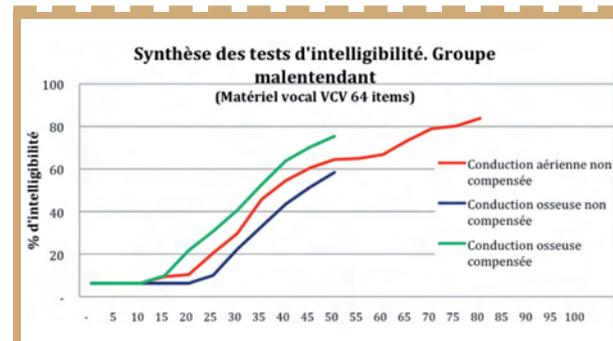


**Graphique 6 : Comparaison des moyennes des pentes mesurées entre 25% et 75% (%/dB) des courbes d'intelligibilités CA, CO et COC. L'erreur type est également représentée. Groupe normo-entendant.**

Les résultats seront discutés dans la dernière section de l'article.

#### b. Résultats du groupe malentendant

Les résultats obtenus sont les suivants (graphique 7) :



**Graphique 7 : Synthèse des courbes d'intelligibilité en conduction aérienne et osseuses. Groupe malentendant. Le matériel vocal est du type VCV. Intensité CA en dB SPL, Intensité en CO en dB Newton eq SPL.**

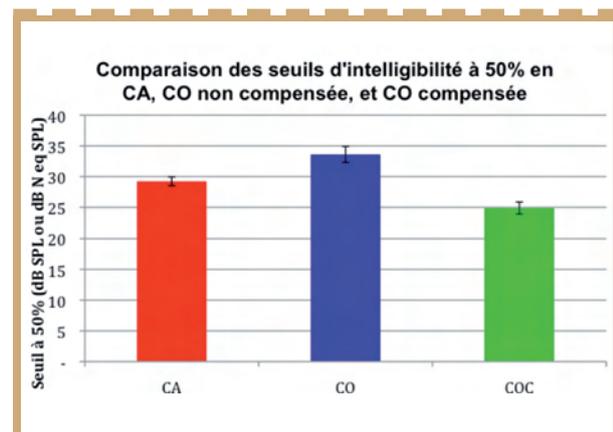
Nous notons que malgré les pertes neurosensorielles des patients, la courbe d'intelligibilité obtenue en CO compensée est meilleure qu'en CA.

- Modélisation des courbes d'intelligibilité :

Les courbes d'intelligibilité du groupe malentendant ont été comparées après modélisation sur les mêmes critères que le groupe normo-entendant

La qualité de l'ajustement a été vérifiée par la covariance  $R^2$ . Ce paramètre est toujours compris entre 0,94 et 0,99, à l'exception des patients 3 et 5. (Respectivement  $R^2=0,88$  et  $R^2=0,86$ ). Ces 2 patients ont été enlevés de cette analyse.

Ces résultats sont synthétisés sur le graphique 8 :

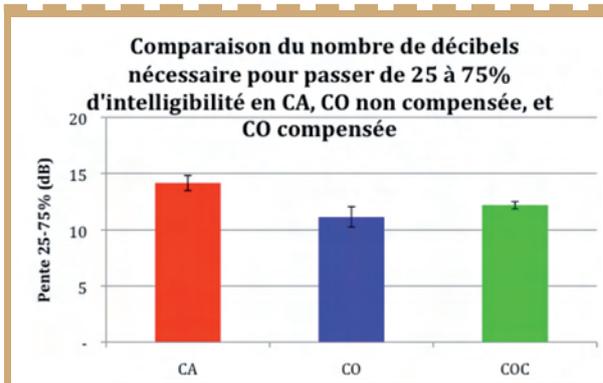


**Graphique 8 : Comparaison des moyennes des seuils d'intelligibilité (dB SPL ou dB N eq SPL) des courbes d'intelligibilités en CA, CO et COC. L'erreur type est également représentée. Groupe malentendant**

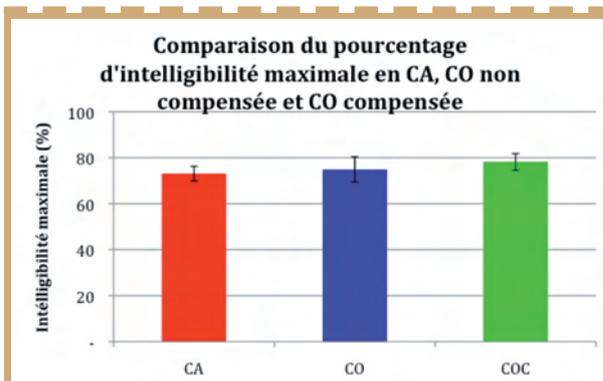
Le nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité est synthétisé sur le graphique 9:

Le pourcentage d'intelligibilité maximal est synthétisé sur le graphique 10 :

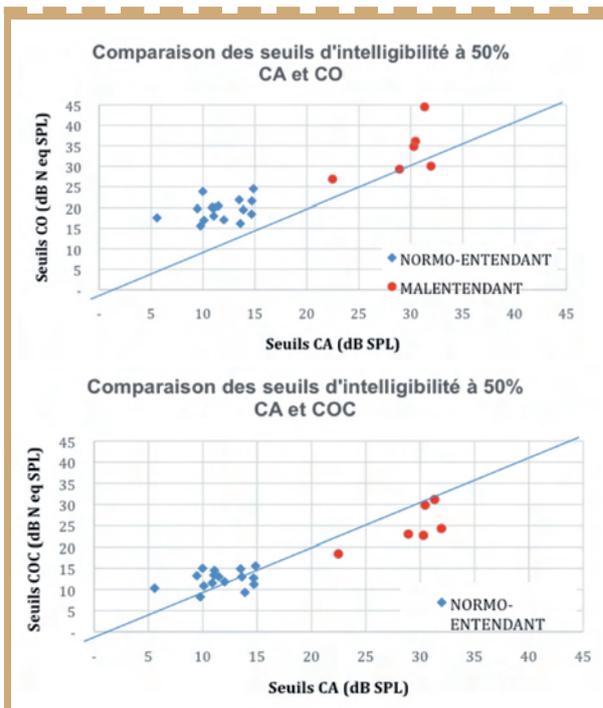
Les résultats n'ont pas pu être analysés d'un point de vue statistique, compte tenu du faible nombre de patients.



Graphique 9 : Comparaison du nombre de décibels nécessaire pour passer de 25 à 75% d'intelligibilité (dB) en CA, CO et COC. L'erreur type est également représentée. Groupe malentendant.



Graphique 10 : Comparaison des moyennes du pourcentage d'intelligibilité maximale en CA, CO et COC. L'erreur type est également représentée. Groupe malentendant.



Graphique 11 : Comparaison des seuils d'intelligibilité à 50% (dB SPL ou dB N eq SPL) des courbes d'intelligibilités en CA, CO et COC. Groupes normo-entendant et malentendant.

c. Comparaisons des résultats des groupes normo-entendant et malentendant

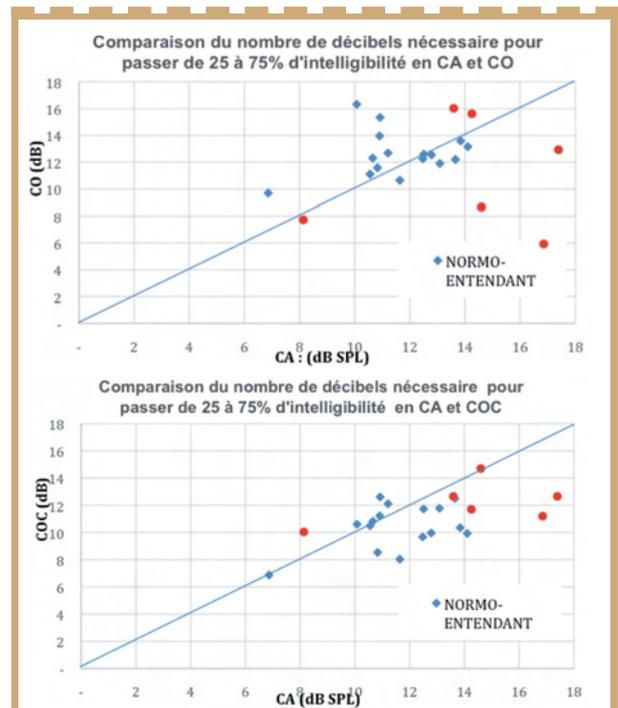
La comparaison des seuils à 50% est représentée sur le graphique 11. La comparaison du nombre de décibels nécessaire pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité est représentée sur le graphique 12.

## 4 Discussion

Pour le groupe normo-entendant, nous constatons graphiquement (Graphique 3) que les courbes d'intelligibilités en CA et COC se superposent bien. La courbe d'intelligibilité en CO non compensée, présente une forme similaire aux courbes en CA et COC, mais l'intensité nécessaire pour atteindre le 50% d'intelligibilité est plus élevée.

Une comparaison numérique des trois courbes d'intelligibilité basée sur une régression non-linéaire nous permet de constater que l'intensité moyenne nécessaire pour obtenir le 50% d'intelligibilité et la pente moyenne de la courbe d'intelligibilité calculée entre le 25% et le 75% d'intelligibilité (Tableaux 2 et 3) sont plus proches en CA et en COC, qu'en CA et CO. La différence d'intensité pour obtenir le 50% d'intelligibilité entre la CA et la COC est de 0,76 dB ce qui est inférieur à la sensibilité d'une oreille humaine. Par ailleurs le nombre de décibels nécessaire pour passer de 25 à 75% d'intelligibilité en COC est plus faible qu'en CA. La pente de la courbe d'intelligibilité est donc plus forte en COC qu'en CA.

Enfin, une analyse statistique nous a permis de démontrer que les moyennes des seuils à 50% d'intelligibilité en CA et CO d'une part, et en CO et COC d'autre part, sont différentes. Les seuils de signification p sont respectivement  $<10^{-4}$  et  $=10^{-4}$ . Cette analyse montre également que la moyenne du nombre de décibels nécessaire pour



Graphique 12 : Comparaison du nombre de décibels nécessaire pour passer de 25 à 75% (dB) en CA, CO et COC. Groupes normo-entendant et malentendant.



passer de 25% à 75% d'intelligibilité en CO et COC est différente ( $p=0,007$ ) (Graphiques 5 et 6).

Les résultats du groupe malentendants sont moins nets. Néanmoins nous constatons que les résultats en COC sont toujours meilleurs qu'en CO. (Graphiques 7, 8, 9 et 10).

Ces résultats se retrouvent sur les graphiques 11 et 12 sur lesquels on constate que les seuils à 50% et le nombre de décibels pour passer de 25% à 75% d'intelligibilité en CA et COC sont plus proches qu'en CA et CO.

## 5 Conclusion

Nous avons défini les conditions et les modalités d'un test d'intelligibilité en CO compensée, avec le stimulateur en position frontale et oreilles nues. Ce test est donc reproductible.

La pertinence de ce test a été vérifiée avec des sujets normo-entendants et des patients malentendants en effectuant des tests d'intelligibilité avec un matériel vocal de type VCV comportant 64 items.

Les courbes d'intelligibilités en COC sont plus proches des courbes d'intelligibilité en CA que les courbes d'intelligibilité en CO.

On peut donc espérer une meilleure prédiction du bénéfice de la chirurgie de l'oreille moyenne ou de l'appareillage.

Depuis cette étude a été prolongée. Des listes de Fournier en COC ont été créés, des types de bruit et leurs intensités ont été testés sur des patients cophotiques afin d'assourdir l'oreille non testée, une étude clinique a été lancée sur 3 ans au sein du service ORL de Lyon Sud afin de comparer les bilans pré et post opératoires de patients atteints d'otospongiose.

## 6 Bibliographie

BEKESY G. Zur theorie des hörens bei der schallaufnahme durch knochenleitung, Ann. Physik, 1932, Vol 8 (I), P 75-82

BEKESY GV. Experiments in Hearing. McGraw-Hill Book Company: New York, 1960.

CAUSSE J, BEL J. Le Weber vocal. Son intérêt. Annales D'otolaryngologie Et De Chirurgie Cervico-Faciale, Juin 1967, Vol 84 (6), p. 419-428

CAUSSE J, BEL J, MICHAUX P, CANUT Y, TAPON J. Measurement of the precise cochlear reserve in otosclerosis value of speech Weber test, Audiology, Mars 1973, Vol 12 (2): P 79-89

CAUSSE JR, CAUSSE JB. Dips and notches evaluation of cochlear reserve in otosclerosis, American Journal Of Otology, Janvier 1981, Vol.2 (4): P335-356

GELFAND SA. Essential of audiology, third edition, Thieme Medical Publishers, Inc, ISBN 978-1-60406-044-7, 2009, P77-80 et P239-273

GOETZINGER CP, PROUD GO. Speech audiometry by bone conduction, AMA Arch Otolaryngol, Déc 1955, Vol 62 (6): P.632-635

HENRY P, LETOWSKI T. Bone conduction: anatomy, physiology, and communication, 204 p, Army Research Laboratory, Aberdeen Proving Ground, MD 21005-5425, ARL-TR-4138, may 2007

KHANNA S, TONNDORF J, QUELLER J. Mechanical Parameters of Hearing by Bone Conduction. Journal of the Acoustical Society of America, 1976, Vol 60, P 139-154.

McBRIDE M, LETOWSKI TR, Tran P K. Bone Conduction Head Sensitivity Mapping: Bone Vibrator, Army Research Laboratory, ARL-TR-3556, July 2005

RANDALL CB, RICHARD AS. Bone-conducted speech : intelligibility functions and threshold force levels for spondees, The American Journal of Otology, Oct. 1981, Vol 3 (2), P 109 – 115

REINFELDT S, STENFELT S, HAKANSSON B. Estimation of bone conduction skull transmission by hearing thresholds and ear-canal sound pressure, Hearing Research 2013 (299) , P 19 - 28

ROBINSON M, KASDEN S. Bone conduction speech audiometry : a calibrate method to predict post-spapedectomy discrimination scores, Ann Otol Rhinol Laryngology, Aout 1970, Vol 79 (4) : P 818-824

SOHMER H, FREEMAN S, GEAL -DOR M, ADELMAN C, SAVION I. Bone conduction experiments in humans – a fluid pathway from bone to ear, Hearing Research 2000, 146 , p 81-88.

STENFELT S. Middle ear ossicles motion at hearing thresholds with air conduction and bone conduction stimulation. The Journal of Acoustical Society of America 2006;119: P 2848-2858.

STENFELT S. Simultaneous cancellation of air and bone conduction tones at two frequencies: Extension of the famous experiment by von Békésy. Hearing Research 2007; 225: PP 105-116

STENFELT S, GOODE RL. Bone conducted sound: Physiological and clinical aspects. Otology and Neurotology, 2005 (26): P 1245-1261.

STENFELT S. Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing, Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 2011, 71, P 10-21

STENFELT S, GOODE RL. Transmission properties of bone conducted sound: Measurements in cadaver heads. Journal of the Acoustical Society of America, 2005;118: p 2373-2391.

STENFELT S, HAKANSSON B. Air versus bone conduction: An equal loudness investigation. Hearing Research, 2002; 167: P 1-12.

STENFELT S, HAKANSSON B, TJELLSTROM A. Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro., Journal of the Acoustical Society of America 2000, 107, P 422-432.

STENFELT S, HAKANSSON B. Sensitivity to bone-conducted sound : excitation of the mastoid vs the teeth, Scandinavian Audiology, 1999; 28 : p 190-198.

STENFELT S, REINFELDT S. A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. International Journal of Audiology, 2007;46: P 595-608.

STENFELT S, WILD T, HATO N, GOODE RL. Factors contributing to bone conduction: the outer ear The journal of acoustical society of America, Février 2003 Vol 113 (2) : P 902-913.

TONNDORF J. Bone conduction: studies in experimental animals, Acta Otolaryngol 1966;213: P 1-132.

WALKER B, STANLEY R. Thresholds of audibility for bone-conduction headsets, Proceedings of ICAD 05-Eleventh Meeting of the International Conference on Auditory Display, July 6-9, 2005, Limerick, Ireland.



# Dossier

## Création de courbes d'audiométrie vocale de référence dans le bruit

**Adrien TARQUIS**



Audioprothésiste D.E

Conservatoire National des Arts et Métiers.

adrien.tarquis0@orange.fr

Mémoire réalisé chez Audition Benoit

### Introduction

Aujourd'hui la compréhension des voix de femmes et enfants et plus généralement la compréhension en milieu bruyant, est devenue l'une des premières motivations pour un patient. Toutefois la compréhension ne résulte pas uniquement de l'audition et des mécanismes compensatoires sont présents pour favoriser la transmission du message.

Comme j'étais préoccupé par l'idée d'évaluer le plus fidèlement possible les capacités auditives et compensatoires des patients et de leur apporter des recommandations utiles, j'ai alors défini deux problématiques:

### Problématique

Notre première problématique sera : « chez le normo-entendant, quelles courbes d'intelligibilité vocale de référence obtenons-nous en milieu bruyant pour les listes de Lafon cochléaire à voix de femme et dissyllabique à voix d'homme ».

Le test dissyllabique de Lafon nous est recommandé dans le silence vis à vis du test dissyllabique de Fournier. Il m'est donc apparu nécessaire de disposer d'une courbe de référence en milieu bruyant pour le test dissyllabique de Lafon afin de pouvoir également l'utiliser lors d'une audiométrie vocale dans le bruit.

De plus il me paraissait également important que l'une de mes courbes traite du problème de compréhension des voies féminines tout en étant précis dans l'évaluation des confusions phonétiques. Le test cochléaire de Lafon était donc idéal.

Toutefois l'audiométrie vocale dans le bruit ne reflète pas tout à fait la réalité. En effet le malentendant ne peut utiliser l'ensemble de ses mécanismes compensatoires et en particulier la lecture labiale.

Aussi, dans le but d'évaluer les patients, dans des conditions plus représentatives de la réalité, notre seconde problématique sera : « Comment évaluer l'intelligibilité globale des patients et l'amélioration d'intelligibilité due à la lecture labiale à travers un test calibré ? »

### Objectif

Le premier objectif de mon travail sera donc d'étudier l'évolution de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant, afin d'obtenir les courbes vocales de référence en milieu bruyant pour les listes de Lafon cochléaires (voix de femme) et dissyllabiques (Voix homme).

Le second objectif consistera à évaluer l'intelligibilité globale des patients et l'amélioration d'intelligibilité due aux mécanismes compensatoires, grâce à la réalisation de vidéos de lecture labiale calibrées.

### Création de courbes d'audiométries vocales de référence dans le bruit pour les tests de Lafon, cochléaires (femme) et dissyllabiques (homme).

### Matériel et Méthode

#### Conditions de réalisation

Salle de mesure : décret du 10 juin 1985 n°85-590 fixant les conditions d'aménagement

Logiciels utilisés : Audyx, Biosound

Cinq haut-parleurs : 0°, 45°, 135°, 225° et 315°:

Signaux utilisés :

- signal utile, haut-parleur central, azimut 0°
- signal perturbant (OVG de Dodelé) diffusé simultanément par les autres haut-parleurs

Patients : Avoir entre 20 et 30 ans, Ne pas être hypo-acousique

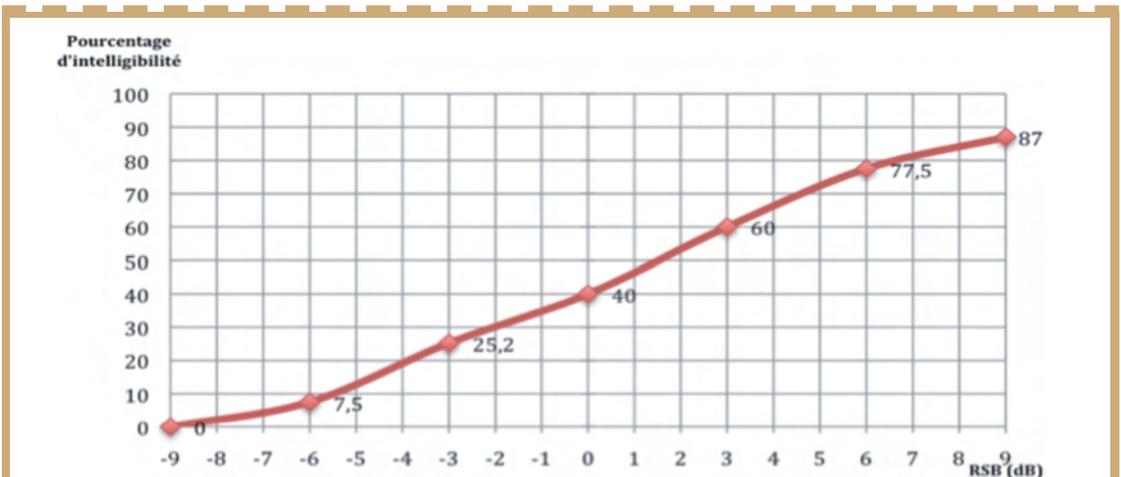


Figure 1 : Courbe vocale de référence établie en milieu bruyant pour les listes cochléaires de Lafon.

# et réalisation d'un test calibré de lecture labiale pour les tests de Lafon Cochléaires et dissyllabiques



## Mode opératoire

Débuter l'examen par une otoscopie, l'oreille devra évidemment être saine. Puis faire une audiométrie tonale et vocale dans le silence. Il faudra avoir :

- une audiométrie tonale liminaire ODG < 20dB HL entre 250hz et 8000hz
- 90 à 100% de compréhension en binaural dans le silence à 40dB SPL sur au moins une des deux listes de mots dissyllabiques de J.E.FOURNIER présentées

Si c'est le cas poursuivez avec les tests de Lafon dissyllabique puis Cochléaire dans le bruit. Commencer par un RSB favorable à +9 (signal à 65 dB SPL et l'OVG à 56 dB SPL) et diminuer ensuite ce rapport par pas de 3dB en augmentant progressivement l'intensité du bruit jusqu'à atteindre -9 dB de RSB.

## Résultats

Figure 1 :

Cette première courbe de référence issue des listes de mots cochléaires de Lafon met en évidence une décroissance quasi linéaire de RSB +9 au RSB -6 dB.

Cette complexité à obtenir de bons scores même si le RSB est positif, RSB +6: 77,5% et RSB+ 3 : 60%, s'explique par l'utilisation d'une voix de femme moins discernable qu'une voix d'homme.

Figure 2 :

Cette courbe est d'allure sigmoïde avec une décroissance d'intelligibilité peu prononcée sur les RSB positifs, mais celle-ci se dégrade de façon significative pour des RSB négatifs.

Le normo-entendant a donc d'excellents résultats lorsque la parole prédomine sur le bruit : 91% et 93% pour des RSB

respectivement de +6dB et + 3dB et 75% d'intelligibilité pour un RSB =0 dB. Le normo entendant est donc capable de répéter 3 mots dissyllabiques sur 4 lorsque le bruit et la parole sont à la même intensité.

Ces bons résultats s'expliquent en partie par la suppléance mentale. En effet plus le nombre de phonèmes constituant le mot est important plus il sera facile de deviner, même si l'on ne perçoit qu'une partie du mot.

Contrairement aux listes de mots dissyllabiques de Fournier, l'absence de l'article « le » devant le mot permet de réduire cet aspect cognitif.

	RSB +6 : Maximum d'intelligibilité	SRV	Pente de la courbe : coefficient directeur
Listes cochléaires de Lafon	77,5 %	+ 1,5	6,6
Listes dissyllabiques de Lafon	93,31 %	- 1,75	14,6
Listes de Logatomes de Dodelé	96,5 %	- 4,75	7,64
Listes monosyllabiques de Fournier	83,78 %	+ 0,75	5,73
Listes dissyllabiques de Fournier	95,45 %	- 2	11,46
Listes de phrases de Combescur	92,73 %	+ 0,5	11,72

Figure 3.

Trois principales valeurs caractérisent cette courbe vocale de référence issue des listes cochléaires de Lafon :

- Le maximum d'intelligibilité est le plus faible (77,5% à RSB +6dB) ce qui signifie que seulement 3 mots sur 4 sont correctement perçus. Le normo-entendant a donc de réelles difficultés à percevoir une voix de femme en milieu bruyant et cela même si la parole prédomine sur le bruit.
- Le seuil de reconnaissance vocale (=SRV) est le plus élevé, avec une valeur de +1,5dB. Le SRV est donc atteint alors que la parole prédomine sur le bruit. Ce SRV démontre

Pourcentage d'intelligibilité

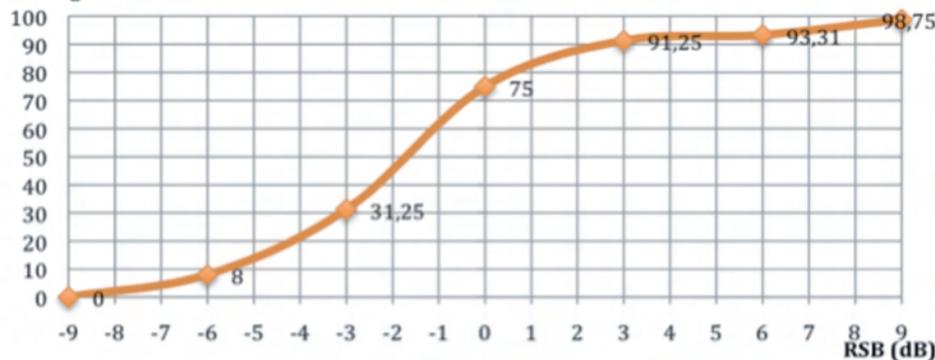


Figure 2 : Courbe vocale de référence établie en milieu bruyant pour les listes dissyllabiques de Lafon.



que lorsque le niveau de bruit prédomine sur la parole, le normo-entendant ne perçoit que très peu de mots et la plupart du temps seuls quelques phonèmes composant le mot sont perçus.

- Enfin la pente de la courbe obtenue au niveau du SRV est faible avec une valeur de 6,6. Comme la courbe est quasi linéaire cela signifie que la compréhension se dégrade lentement et progressivement de 6 à 7% pour une atténuation de 1dB de RSB.

Trois principales valeurs caractérisent cette courbe vocale de référence issue des listes dissyllabiques de Lafon :

- Le champ lexical ainsi que la suppléance mentale (importante pour des mots dissyllabiques) sont les principaux facteurs expliquant ce seuil d'intelligibilité élevé (93,31% à RSB +6dB) ainsi que ce SRV bas (RSB= -1,75dB)
- La pente de la courbe est forte puisque celle-ci est de 14,6% signifiant que sur l'axe des 50% d'intelligibilité, la compréhension se dégrade de 14 à 15% pour un dégradation du RSB de 1dB.

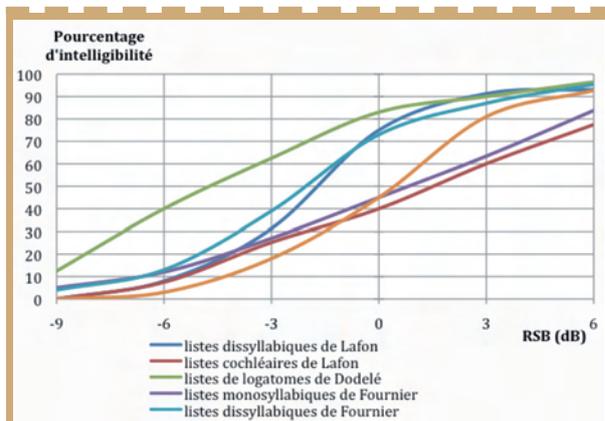


Figure 4 : Courbes d'intelligibilité vocale de référence établies en milieu bruyant en fonction du type de matériel vocal utilisé.

Pour des RSB négatifs la courbe d'intelligibilité vocale de référence établie en milieu bruyant pour les listes dissyllabiques de Lafon obtient de moins bons pourcentages d'intelligibilités que ceux établis pour les listes dissyllabiques de Fournier. De plus la décroissance de la pente est plus forte dans le cas des listes de Lafon : Cette diminution significative d'intelligibilité illustre le fait que la suppléance mentale ne suffit plus à compenser la baisse de compréhension engendrée par le bruit, contrairement aux listes de Fournier. Le normo-entendant a donc de réelles difficultés à comprendre un mot dissyllabique lorsque le bruit prédomine sur la parole. Par exemple seul un mot sur trois est perçu pour un RSB= -3dB.

Toutefois la compréhension ne résulte pas uniquement de l'audition. Que ce soit dans le silence ou le bruit, la perception bi-modale améliore grandement l'intelligibilité

En effet des mécanismes compensatoires et en particulier la lecture labiale, sont présents pour favoriser la transmission du message, et par conséquent indispensables au patient.

Sur ces observations et dans le but d'évaluer le patient dans des conditions plus représentatives de la réalité, j'ai alors décidé d'évaluer l'intelligibilité globale des patients et l'amélioration d'intelligibilité due aux mécanismes compensatoires, grâce à la réalisation de vidéos de lecture labiale calibrées.

## Réalisation d'un test calibré de lecture labiale pour les listes de Lafon, cochléaire et dissyllabique

### Matériel et Méthode

#### Conditions de réalisation

Comme une articulation exemplaire était indispensable à la réalisation de ce test, l'aide d'une orthophoniste m'était nécessaire. Mathilde Lavrut, orthophoniste au CRIC (Centre de réglage des Implants cochléaires) situé à l'hôpital Rothschild m'apporta son aide. Une caméra haute définition (25 images par secondes) fut également utilisée pour un enregistrement numérique de la vidéo et du son. Le choix d'un appareil commun pour la captation du son et de l'image est important pour ne pas créer de décalage son/image. Ce point est important nous y reviendrons bientôt.

De plus, lors d'un échange entre deux personnes en situation réelle, chaque individu voit son interlocuteur et obtient alors davantage d'informations pour la compréhension (lecture labiale, l'expression du visage, etc.). C'est la raison pour laquelle la caméra a été placée face à l'orthophoniste à plus ou moins 1 mètre avec pour azimuth 0°. Aucun zoom n'a été utilisé et le visage a été pris dans sa globalité sur un arrière plan neutre

J'ai utilisé le CD Audiométrie Vocale du collège national d'audioprothèse afin que chaque listes de mots utilisées soient calibrées. Enfin je me suis servi de 2 logiciels Audacity et adobe premier élément.

#### Mode opératoire

Dans un premier temps, j'ai tout d'abord filmé Mme Lavrut qui articulait chacun des mots des listes dissyllabiques et cochléaires de Lafon.

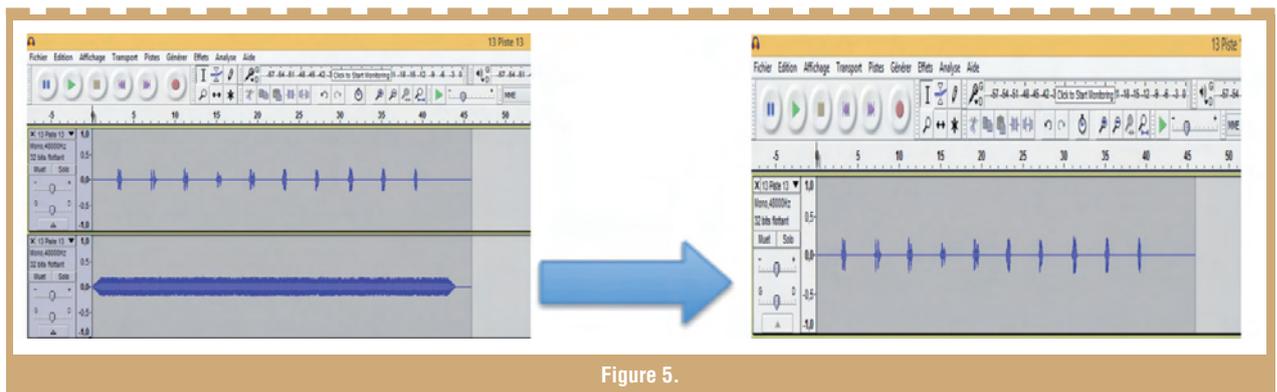


Figure 5.



Dans un second temps, j'ai réalisé le montage vidéo. Pour ce faire je me suis servi d'Adobe premier élément. Il s'agit d'un logiciel de montage vidéo qui permet de visualiser plusieurs pistes audio et vidéo simultanément. Grâce à ce dernier toutes les vidéos ont été ajustées afin qu'elles soient toutes rigoureusement identiques d'un point de vue visuelle (taille de visage, luminosité, cadrage).

Dans un troisième temps, j'ai réalisé le montage sonore grâce au logiciel Audacity. J'ai alors pu :

- Importer la piste son du CD du CNA correspondant à la liste de mots énoncés par l'orthophoniste dans la vidéo.
- Séparer les 2 canaux en format mono et ne conserver que la piste correspondant au signal utile. (En effet comme vous pouvez le voir chaque liste de mots du CD « audiométrie vocale » se compose de 2 canaux. L'un correspond à l'enregistrement d'une liste de mots, l'autre à du bruit). Voir figure 5.
- Nous avons également pu enregistrer, importer et exporter des données sous le format WAV, qui est un format non compressé, dans le logiciel ADOBE premier élément.

Enfin dans un dernier temps j'ai réalisé l'assemblage audiovidéo :

#### **Premièrement :**

Il faut importer le fichier audio précédemment réalisé et la vidéo, dans adobe premier élément. Nous obtenons alors une piste vidéo avec 2 pistes son à deux canaux: une piste provenant de la vidéo, l'autre provenant du CD « audiométrie vocale »

#### **Deuxièmement :**

Il faut découper la piste son en provenance du CD et faire correspondre chaque spectrogramme.

Pour ne pas créer de décalage son/image nous utiliserons l'oscillogramme du mot émis par l'orthophoniste pour le synchroniser avec l'oscillogramme du même mot présent sur le CD audiométrie Vocal du collège national d'audioprothèse. C'est la raison pour laquelle le choix d'un appareil commun pour la captation du son et de l'image est important. Voici un exemple de synchronisation de spectrogramme :

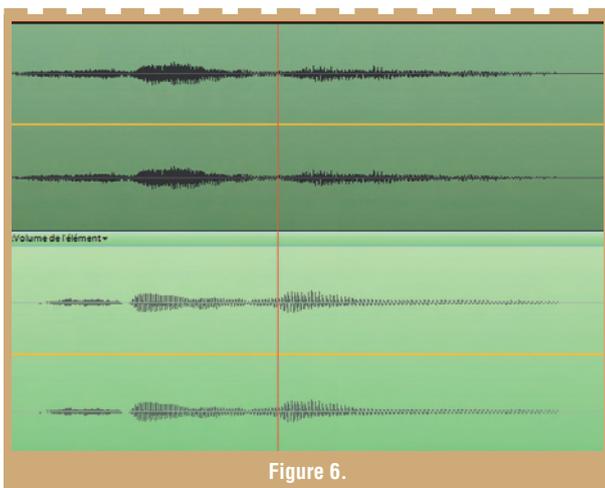


Figure 6.

En haut il s'agit du spectrogramme du mot cheval provenant de la piste son de la caméra et en bas le spectrogramme du même mot mais provenant de la piste son du CD « audiométrie vocale ». Chaque phonème doit être parfaitement synchronisé. Ainsi lorsque l'on remplacera la piste son original par celle du CD, il n'y aura pas de décalage entre la vidéo et le son.

#### **Troisièmement :**

Une fois chaque spectrogramme synchronisé, il faut supprimer la piste son provenant de la caméra. On obtient alors le montage audio-vidéo constitué de la vidéo et de la piste son provenant du CD « Audiométrie vocale ».

Ajouter la consigne et un compte à rebours au début de la vidéo et celle-ci est prête à être exportée.

La fréquence d'échantillonnage est de 48kHz, la fréquence la plus haute du signal est donc de 24kHz ce qui recouvre l'intégralité du spectre vocal.

A 192 kbits le débit est élevé et la qualité sonore est équivalente à celle d'un CD.

### **Résultats**

Chaque vidéo commence par l'énonciation d'une consigne (« Regardez et écoutez puis répétez ensuite chaque mot. Le test va commencer »), suivi d'un compte à rebours avant que la vidéo de lecture labiale ne commence réellement.

Cela a pour objectif de s'assurer de la bonne compréhension des consignes et d'attirer l'attention du sujet avant chaque début de test afin qu'il soit le plus performant possible.

Au total vingt vidéos de lecture labiale ont été réalisées, dix pour le test cochléaire de Lafon et dix pour le test dissyllabique de Lafon

L'unité d'erreur, spécifique au matériel vocal choisi, demeure inchangée : le phonème (cochléaire de Lafon) ou le mot (dissyllabique de Lafon).

### **Conditions de Passation**

Pour être dans des conditions optimales, seules des préconisations en champ libre seront données.

Le patient devra faire face à la télévision sur laquelle les vidéos seront diffusées pour avoir la sensation d'être face à son interlocuteur.

Que ce soit dans le silence ou dans le bruit, la première étape consiste à placer le patient à equi-intensité du haut-parleur avant droit et gauche face à la télévision. Pour ce faire, le sonomètre devra indiquer la même intensité, à l'emplacement prévu pour le patient, lorsque chacun des haut-parleurs délivrera le signal d'étalonnage. Pour ce faire, lancer le signal d'étalonnage via votre lecteur vidéo (VLC, Windows Média Player, etc.) et utiliser le « curseur son » propre au lecteur vidéo employé pour rechercher l'intensité initiale désirée.

Lors de cette étape cruciale, l'intensité initiale est définie. Cette étape n'est pas à répéter. Une fois l'emplacement du patient défini, des contrôles réguliers seront simplement nécessaires pour s'assurer que l'étalonnage de vos HP n'a pas varié.

#### **Dans le silence**

Une fois l'emplacement du patient défini, il suffit de faire varier l'intensité du signal émis. C'est l'ampli numérique, relié à l'ordinateur, qui gère l'intensité délivrée par les haut-parleurs et qui permet de visualiser facilement la variation d'intensité souhaitée. Ainsi une fois la première vidéo visionnée à l'intensité initiale, il faut faire varier l'intensité à l'aide de l'ampli et passer à la vidéo suivante.

Lorsque le test est terminé, il convient de revenir à l'intensité initiale afin de ne pas changer la calibration des autres outils de travail.

## Dans le bruit :

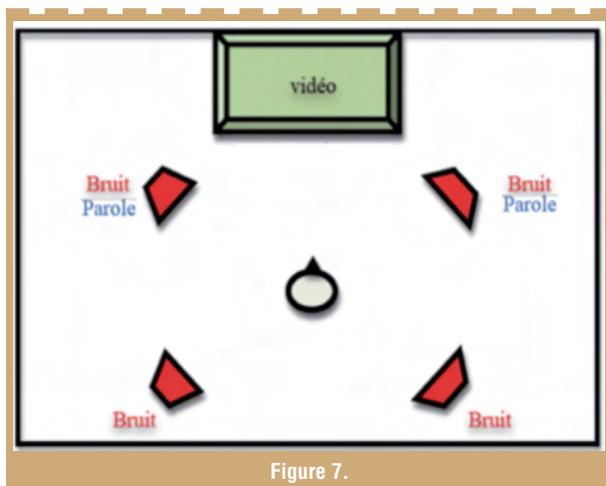


Figure 7.

Pour émettre du bruit, et pouvoir faire varier son intensité, les logiciels BioSoundSystem ou Audyx furent utilisés.

Pour une audiométrie vocale dans le bruit, le signal utile doit être de 65dB SPL et reste fixe. Aussi il convient de s'assurer que l'intensité initiale est bien à ce niveau lorsque le patient est à équi-intensité des haut-parleurs.

Une fois l'intensité initiale égale à 65dB SPL, nous pouvons commencer une audiométrie vocale dans le bruit via biosound-system ou audyx. Ces deux logiciels ne nous servant en l'occurrence qu'à émettre le signal perturbant: le bruit.

Ainsi une fois La première vidéo diffusée avec un RSB=+9 (bruit à 56dB SPL), on augmente par pas de 3 dB le bruit, via audyx ou biosound, jusqu'à ce que le patient ne puisse plus répondre.

## Conclusion et discussion

**Les listes dissyllabiques de Lafon** font moins appel à la suppléance mentale et au champ lexical que les listes dissyllabiques de Fournier.

**Le test cochléaire de Lafon** à voix de femme pratiqué en milieu bruyant est plus difficile que n'importe quel autre test à voix d'homme.

**Le test de lecture labiale** pratiqué dans le silence et/ou dans le bruit, lors du bilan d'orientation et/ou du contrôle d'efficacité prothétique immédiat et permanent apporte des informations diverses :

- Ce test de lecture labiale donne une vision globale de l'intelligibilité vocale du patient, quel que soit l'environnement sonore.
- Cela permet au patient ainsi qu'à la famille et à l'ORL de se représenter les résultats que le patient obtiendrait en situation réelle.
- Cela est une première approche pour expliquer au patient et à la famille que la compréhension ne résulte pas uniquement de l'audition, ce qui permet de donner divers conseils : - « Regardez bien la personne qui vous parle » ; « Ne parlez pas à monsieur ou madame depuis une autre pièce » ; « en présence de bruit, parlez lentement et articuler bien ».
- L'analyse des confusions phonétiques faite lors d'un test avec lecture labiale nous permet aussi de prioriser la correction auditive des phonèmes non perçus.

- La mesure du % d'amélioration d'intelligibilité due à la lecture labiale permet de justifier l'envoi du patient vers une orthophoniste si ce % est faible et que la compréhension est mauvaise malgré un bon appareillage.

- Cette mesure permet également de suivre l'évolution dans le temps des facultés des patients à utiliser la lecture labiale et ainsi de pouvoir communiquer avec plus de précision et plus régulièrement avec l'orthophoniste.

Les études connues ont permis de déterminer que lorsque les informations sensorielles sont congruentes et qu'elles combinent la bi-modalité auditive et visuelle, celles-ci sont plus rapidement traitées, et que l'intelligibilité en milieu bruyant se trouve augmentée.

Ainsi, dans le but d'évaluer nos patients, dans des conditions plus représentatives de la réalité, réaliser un test de lecture labiale me semblait pouvoir être utile à tous. Pourquoi ne pas systématiser ce test ?

## Bibliographie

DODELE L, DODELE D., « Le test d'audiométrie vocale en présence du bruit de Dodelé » *Audio infos*. N° 110 - 2007

WABLE J. « Normalisation d'un test de reconnaissance de la parole dans le bruit chez le sujet déficient auditif ». *Les Cahiers de l'Audition* Vol 17 N°5 – Septembre/Octobre 2004

DUMONT A., CALBOUR C., *Voir la parole lecture labiale : Perception audiovisuelle de la parole* Ed Masson 2002

SOMMERS M.S., TYE-MURRAY N., SPEHAR B., « Auditory-Visual speech perception and auditory-visual enhancement in normal-hearing younger and older adults ». *EAR HEAR* N°26, 2005 p 263-275

SUMBY W.H., POLLACK I., « Visual contribution to speech intelligibility in noise ». *Journal of the Acoustical Society of America* N°26, 1954 p212-215

VIROLE B., DEHAUSSY J., LEFEVRE F., PEIX G., RENGLLET T : *L'appareillage de l'adulte – Le Bilan d'orientation prothétique*. Tome 1. Les Editions du Collège national d'Audioprothèse., 2007

RUAUX C., BESCOUND G., RENARD X., LEFEVRE F, GUILLARM G., BISCHOFF H., BIZAGUET E., : *Production, Phonétique acoustique et perception de la parole- Tome 2*. Les Editions du Collège national d'Audioprothèse, 2008

HUSSON M., DEBRUILLE X., LORENZI C., « Les effets de masque et de démasquage ». *Audio infos*. N° 100 2006

GIARD M. and PERONNET F., « Auditory-visual integration during multimodal object recognition in humans : a behavioral and electrophysiological study ». *Journal of Cognition Neuroscience*, 11.5 1999

MC GURK H. AND MAC DONALD J., : « Hearing lips and seeing voices » . *Nature* N° 264 1976 p.746-748

GOUJON F., « Audiométrie vocale Etude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de référence ». *Les Cahiers de l'Audition- Vol 26 - N°4 – Juillet/Aout 2013*

LAVRUT M. NOIRET A.,: *Facteurs prédictifs pour l'acquisition d'une lecture labiale fonctionnelle chez l'adulte sourd Mémoire en vue de l'obtention du Certificat de Capacité d'Orthophonie*, Université Paris VI 2013

TRICOCHÉ J: *Influence de l'âge dans la perception des logatomes dans le bruit chez les normo-entendants, Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'Audioprothésiste*, Université Rennes 2010

GEFFRAY A: *Présentation d'un nouveau test en Audiométrie : de l'influence de la perception audiovisuelle de l'environnement sur la compréhension de la parole Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'Audioprothésiste*, Université Rennes 2012

LASRY Y, EPU 2011 « Une étape essentielle du bilan d'orientation prothétique pour le 4ème âge : l'audiométrie vocale dans le bruit ». *Les Cahiers de l'Audition- Vol 25 - N°3 – Mai/Juin 2012*

# Audéo™ B-R

La première aide auditive rechargeable lithium-ion  
À découvrir au Road Show Phonak...



## Inscrivez-vous dès aujourd'hui !



Internet : [www.bit.ly/PhonakRS2016](http://www.bit.ly/PhonakRS2016)  
Remplissez le formulaire en ligne



Email : [marketing.france@phonak.com](mailto:marketing.france@phonak.com)  
Précisez la ville où vous serez présent  
ainsi que vos coordonnées



Téléphone : 0 821 02 7000  
Demandez le service marketing



Programme

20h00 Rendez-vous dans votre région  
20h15 Présentation des nouveautés Phonak  
21h00 Cocktail dînatoire et ateliers pratiques





# Veille acouphène

## Vers une acouphénométrie 2.0 ?

### Philippe LURQUIN

Audioprothésiste  
Bruxelles-Charleroi

Chargé de cours,  
membre du  
Collège National  
d'Audioprothèse



### Emmanuel COULON

Audioprothésiste  
Bruxelles



### Introduction

Depuis l'origine des prises en charge de patients acouphéniques par générateur de bruit, les thérapeutes ont cherché à mettre en évidence le type de bruit le plus efficace pour réduire la gêne liée à l'acouphène. Cette veille se concentre sur deux thérapies sonores, à savoir :

- le bruit blanc, adapté à l'audiométrie du patient (Matched-Noise Stimulation de R.Schaette),
- le bruit encoché (Tailor-Made Notched Noise de C.Pantev).

Cette étude vise à fournir une première approche comparative entre le bruit blanc et le bruit encoché par rapport aux mesures psychoacoustiques obtenues dans le cadre de l'acouphénométrie. Pour chacun des deux bruits, le niveau minimal de masque, l'inhibition résiduelle et la modification de la gêne après stimulation sonore seront mesurés, afin de se forger un aperçu de l'efficacité des deux bruits dans le cadre des thérapies sonores.

### Présentation globale des derniers modèles de genèse de l'acouphène

De nos jours, la majorité des neuroscientifiques s'accordent sur le principe que l'acouphène n'est pas produit au niveau de l'oreille périphérique mais bien au niveau central (Noreña & Farley, 2013). Ainsi, l'ablation de la cochlée (Berliner et al., 1992) ou même des noyaux cochléaires dorsaux (Brozoski & Bauer, 2005) ne diminue pas pour autant la sévérité de l'acouphène et peut même dans certains cas l'augmenter.

Tout type de perte auditive risque de provoquer une altération du codage neural auditif par plasticité homéostatique et/ou réorganisation tonotopique, ce qui peut entraîner l'émergence d'un acouphène. Dans certains cas, cet acouphène peut même apparaître chez des patients

ne présentant pas de perte auditive visible à l'audiogramme.

### Plasticité homéostatique

La plasticité homéostatique est décrite par Turrigiano (1999) comme un mécanisme de plasticité neurale qui régule l'activité neuronale moyenne sur base d'une modification durable du signal exciteur. Elle peut donc être considérée comme une forme de contrôle adaptatif du gain neuronal. Cette plasticité homéostatique engendre des changements de décharges de l'activité spontanée, et est supposée être une des causes principales de l'acouphène. Dans le cadre d'études animales, des signes comportementaux liés à l'acouphène ont ainsi été corrélés à une augmentation de la probabilité d'occurrence de l'activité spontanée (Li, Choi & Tzounopoulos 2013, cité par Schaette, 2014), à une élévation du taux de décharge de celle-ci (Ahlf, Tziridis, Korn, Strohmeyer, & Schulze, 2012) et à une hausse de la synchronie neurale (Engineer et al., 2011, cité par Schaette, 2014).

Cependant, ce mécanisme n'explique pas tout. En effet, Eggermont & Roberts (2004) ont observé qu'après un trauma sonore, il fallait plusieurs heures pour que l'activité spontanée augmente au niveau du cortex auditif primaire, et au niveau des noyaux cochléaires dorsaux alors que l'acouphène est, quant à lui, bien souvent perceptible juste après l'exposition au bruit.

### Réorganisation tonotopique

Suite à une perte auditive, les cartes tonotopiques corticales peuvent être réorganisées. Les fréquences situées à côté de la pente audiométrique sont alors surreprésentées au niveau du cortex auditif primaire, ce qui peut provoquer l'apparition d'un acouphène (Roberts et al., 2008).

Néanmoins, cette théorie n'est pas acceptée par tous les chercheurs puisque Ahlf, Tziridis, Korn, Strohmeyer & Schulze (2012) rapportent que la réorganisation tonotopique n'est qu'un phénomène transitoire qui disparaîtrait lorsque l'acouphène devient chronique. De plus, Langers, de Kleine & van Dijk (2012) affirment qu'un acouphène peut être issu de régions tonotopiques inchangées, surtout s'il est accompagné d'une audition normale ou d'une perte auditive légère.

### Les thérapies sonores

#### Bruit blanc

L'utilisation d'un bruit blanc ou d'un bruit à large bande est proposée par de nombreux spécialistes. De nos jours, ces bruits sont souvent adaptés à la perte auditive du patient (Lurquin, Real & Vannier, 2013 ; Schaette & Kempster, 2006, 2012 ; Vernon & Meikle, 2003). Le bruit blanc, réglé pour le patient, a un spectre correspondant à une courbe d'isotonie, dont l'intensité globale procure la même sensation d'intensité que l'acouphène.

En effet, si un patient présente une perte auditive dans les hautes fréquences et que le thérapeute utilise un bruit blanc au sens physique du terme (bruit constant sur l'axe fréquentiel), le patient sera stimulé dans les basses fréquences, tandis que les hautes fréquences du bruit blanc seront infraliminales. Dans les basses fréquences, le taux de décharge moyen du nerf auditif sera plus élevé que s'il n'y avait pas de bruit thérapeutique, et le gain neuronal va donc légèrement baisser à cause du phénomène de plasticité homéostatique. Cela aura pour conséquence de diminuer très légèrement l'activité spontanée dans les basses fréquences. En ce qui concerne les hautes fréquences, le bruit inaudible n'aura pas d'influence, ni sur le gain neuronal, ni sur l'activité spontanée. Dès lors, le

# VEILLE ACOUPHÈNES <



bruit blanc non adapté au patient est seulement susceptible de masquer l'acouphène grâce à la stimulation dans les basses fréquences mais à l'arrêt du bruit, l'acouphène redevient perceptible.

Dans le cas du bruit blanc adapté au patient, Schaette (2006) préconise de restreindre le spectre du bruit aux fréquences touchées par la perte audiométrique, et de régler son intensité entre 1,5 et 4dB au-dessus du seuil. Le bruit renforcé dans les hautes fréquences corrige le gain neuronal davantage que dans le cas précédent. Ainsi, l'activité spontanée se réduit, éliminant chez certains patients la perception de l'acouphène.

Schaette, Köning, Horning, Gross & Kempster (2010) ont également étudié pendant 6 mois l'effet de la bande passante du bruit sur la sévérité de l'acouphène et la détresse qui y est associée. Les patients dont la fréquence de l'acouphène était inférieure à 6kHz, fréquence correspondant à la fin de la bande passante du générateur de bruit, ont eu de meilleurs résultats que les patients avec un acouphène supérieur à 6kHz. Pour Schaette et al. (2010), il est donc primordial de stimuler la fréquence de l'acouphène par le bruit, et par conséquent d'utiliser un bruit dont la fréquence de coupure supérieure est plus élevée que la fréquence de l'acouphène.

## Bruit encoché

Certains scientifiques adoptent une approche de la thérapie sonore tout à fait différente de celle qui utilise un bruit blanc. Lugli, Romani, Ponzi, Bacciu & Parmigian (2009) affirment que les bruits de thérapies sonores qui stimulent la fréquence de l'acouphène peuvent être gênants pour le patient et même dans certains cas exacerber l'acouphène.

Certains audioprothésistes et chercheurs, dont le Pr C. Pantev, choisissent donc de ne pas stimuler

acoustiquement la fréquence de l'acouphène afin de favoriser le phénomène d'inhibition latérale. L'utilisation d'un bruit encoché (Tailor-Made Notched Noise ou Windowed White Noise) ou d'une musique encochée (Tailor-Made Notched Music) présentent dès lors des alternatives possibles.

Le phénomène d'inhibition latérale, amplifié par ces types de bruits, correspond à l'inhibition qu'un neurone exerce sur les neurones à fréquences caractéristiques voisines (Pantev, Okamoto & Teisman, 2012). Ainsi, lorsqu'un neurone est stimulé, celui-ci envoie d'une part un signal exciteur spécifique à sa fréquence caractéristique (Fig.1, flèche bleue), et d'autre part, un signal inhibiteur, via les interneurones, sur les neurones adjacents à fréquence caractéristique proche (Fig.1, flèche rouge).

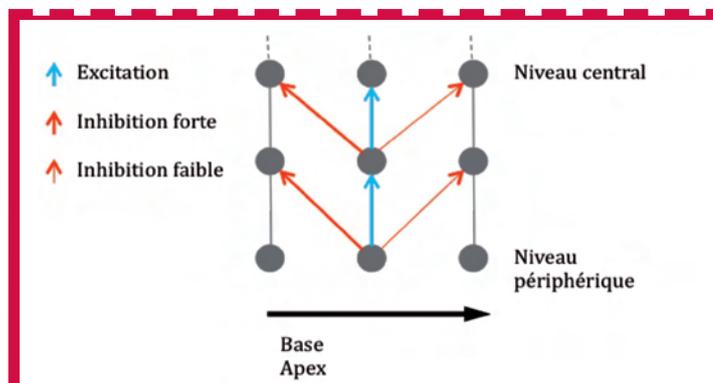
Afin de réaliser le bruit encoché « Tailor Made Notched Noise » de C. Pantev, l'utilisation d'un filtre coupe-bande d'une demi-octave centré sur la fréquence de l'acouphène est préconisée par Stein, Engell, Junghoefler, Wunderlich, Lau, Wollbrinck, Rudack & Pantev (2015).

Après un an de « Tailor Made Notched Music », les patients ont

observé une diminution significative d'environ 25% de l'intensité subjective de leur acouphène, ainsi qu'une réduction significative de l'activité neuronale observée à la fréquence de l'acouphène, analysée par magnétoencéphalographie (Stein et al, 2015).

Lugli et al. (2009) ont en outre évalué l'efficacité d'un bruit encoché sur du long terme. Pour ce faire, ils ont créé deux groupes contrôle (bruit blanc et bruit de cascade) et un groupe test (bruit encoché) afin d'évaluer de manière comparative la modification de l'intensité de l'acouphène après traitement de 7 à 12 mois. Le bruit encoché apporte une diminution significativement plus importante (environ 14dB) de l'intensité de l'acouphène par rapport au bruit blanc (environ 4dB) et au bruit de cascade (environ 2dB). Les auteurs notent aussi que le nombre d'abandons de la thérapie est plus bas avec le bruit encoché qu'avec les deux bruits de contrôle ; toutefois, ces derniers résultats doivent être confirmés par d'autres études, étant donné le caractère trop varié des effectifs entre les différents groupes.

Au vu de cette diversité théorique et expérimentale, cette veille visera à comparer l'efficacité du bruit



**Figure 1 : Schéma des relais nerveux depuis le système auditif périphérique vers le système auditif central.**

**Les flèches bleues indiquent le signal exciteur alors que les flèches rouges indiquent le signal inhibiteur, transmis par les interneurones. Il est à noter que l'inhibition des basses fréquences sur les hautes fréquences (flèches rouges foncées) est plus importante que l'inverse (flèches rouges claires).**



# > VEILLE ACOUPHÈNES

blanc et du bruit encoché, sur base de l'acouphénométrie chez les patients acouphéniques.

## Matériel et méthode

Cette étude se base sur 30 patients (14 femmes et 16 hommes) se plaignant principalement d'un problème d'acouphène. Le détail du groupe a été établi dans notre précédente veille acouphène (3, 2016).

## Matériel

Le programme « Adobe Audition 1.5 » fut utilisé afin de créer le bruit blanc et le bruit encoché. Le bruit blanc (Fig.2, partie supérieure) était directement disponible dans la banque son du programme, et le bruit encoché (Fig.2, partie inférieure) a été produit sur base du même bruit blanc en supprimant l'octave centrée sur la fréquence de l'acouphène de chaque

patient. Le filtre scientifique utilisé avec « Adobe Audition 1.5 » est un filtre Butterworth d'ordre 40 pour lequel il était possible de déterminer les fréquences de coupure inférieure et supérieure.

Tout d'abord, il fut demandé au patient d'évaluer le niveau de gêne liée à l'acouphène sur une échelle de 0 à 10, pour laquelle 0 correspondait à une gêne inexistante et 10 représentait une gêne insupportable. Ce facteur ne présente pas d'unité.

Le niveau minimal de masque (NMM), l'inhibition résiduelle (IR) et la modification du niveau de gêne après stimulation seront tous les trois mesurés dans le cas du bruit blanc, et ensuite du bruit encoché, ou inversement afin de randomiser les présentations. Le NMM a été obtenu en augmentant, par pas de 1dB, le niveau du bruit depuis son seuil d'audibilité jusqu'au seuil de masquage total de l'acouphène.

Le NMM, exprimé en dB SL, est alors équivalent à la différence entre les deux seuils.

L'inhibition résiduelle a été mesurée après une stimulation de 60 secondes, par les deux bruits étudiés, à une intensité de 10dB supérieure au NMM. Après l'arrêt de la stimulation, le patient indique d'une part, si l'acouphène a fluctué, et si oui, après combien de

temps celui-ci redevient habituel. D'autre part, le sujet détermine le niveau de gêne ressenti juste après la coupure du son, et la différence entre la gêne initiale et la gêne finale est calculée, dans le cas du bruit blanc, et dans celui du bruit encoché.

## Bruit blanc et bruit encoché

Le niveau minimal de masque obtenu avec le bruit blanc fut en moyenne égal à 23,31 dB SL ( $\sigma = 14,69$  dB SL), alors que celui mesuré avec le bruit encoché s'est en moyenne élevé à 25,65 dB SL ( $\sigma = 15,073$  dB SL) (Fig.3A). Le test de Bravais-Pearson a mis en évidence une excellente corrélation entre les deux NMM ( $r=0,954$ ,  $p < 0,05$ ), comme indiqué sur la figure 3B.

L'inhibition résiduelle, quant à elle, a montré une moyenne de 54,81 secondes ( $\sigma = 48,54$  sec) au bruit blanc, et de 62,92 secondes ( $\sigma = 68,05$  sec) au bruit encoché (Fig.4A), ainsi qu'une forte corrélation entre l'inhibition produite par les deux bruits ( $r=0,787$ ,  $p < 0,05$ , Fig.4B).

Enfin, la modification de la gêne équivaut à une réduction moyenne de 1,60 ( $\sigma = 2,13$ ) au bruit blanc, et de 1,12 ( $\sigma = 2,32$ ) au bruit encoché (Fig.5A).

La corrélation entre ces deux diminutions de la gêne est statistiquement significative ( $r=0,796$ ,  $p < 0,05$ ) (Fig.5B).

La figure 6 indique le pourcentage de patients ayant eu une diminution de leur gêne (d'au moins une unité) après stimulation par les deux bruits (partie bleue), un des deux bruits uniquement (partie orange ou grise), ou n'ayant pas eu de diminution de leur gêne (partie jaune). On peut donc noter que 65% des patients testés ont



Figure 2 : Spectre du bruit blanc (figure supérieure) et du bruit encoché (figure inférieure, exemple pour le sujet n°2, acouphène à 6000Hz). Spectres recueillis par analyse fréquentielle avec le programme « Adobe Audition 1.5 ».

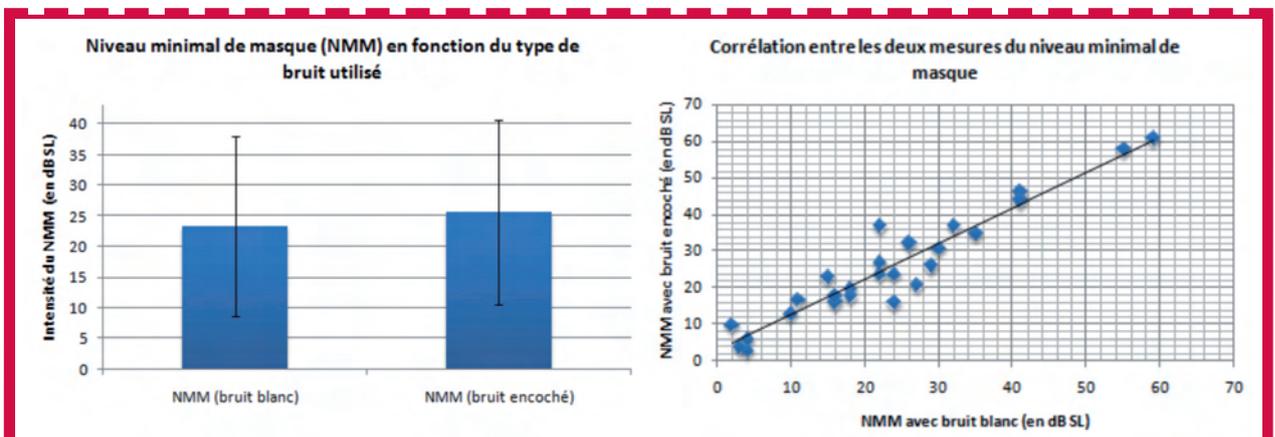


Figure 3 : (A) Graphique en barres de la moyenne (+/- 1 écart-type) du niveau minimal de masque (en dB SL) en fonction du type de bruit utilisé (bruit blanc ou bruit encoché). (B) Graphique en nuage de points représentant la corrélation ( $r=0,954$ ,  $p < 0,05$ ) entre les deux niveaux minimaux de masque.



observé une diminution de la gêne liée à leur acouphène grâce à au moins un des deux sons.

La figure 7 indique la modification de la gêne selon la fréquence de l'acouphène, pour le bruit blanc en bleu et le bruit encoché en rouge. On observe que dans les deux cas, la modification de la gêne est inversement proportionnelle à la fréquence de l'acouphène et la corrélation entre ces deux facteurs est de  $r=-0,472$  ( $p < 0,05$ ) pour le bruit blanc et de  $r=-0,612$  ( $p < 0,05$ ) pour le bruit encoché.

Dans le but de comparer le bruit blanc et le bruit encoché en fonction de la combinaison entre le niveau minimal de masque, l'inhibition résiduelle et la modification de la gêne, une analyse de la variance multivariée « Manova » a été réalisée. Ainsi, nous avons observé une différence statistiquement significative entre les résultats obtenus par les deux types de bruits,  $F(3,23) = 3.80$ ,  $p < .05$  en faveur du bruit blanc.

## Analyse des résultats

Premièrement, l'étude de l'effet du bruit blanc et du bruit encoché montre une différence statistiquement significative entre les résultats obtenus, qui suggèrent une efficacité plus importante du bruit blanc. Cette différence est principalement marquée en ce qui concerne le niveau minimal de masque, significativement plus faible dans le cas du bruit blanc. Par ailleurs, une différence est également marginalement présente pour la modification de la gêne après stimulation auditive, puisque la gêne diminue plus fortement pour le bruit blanc que pour le bruit encoché. L'analyse de la modification de la gêne en fonction de la fréquence de l'acouphène montre en outre un moindre impact pour les acouphènes dans les hautes fréquences, tant pour le bruit blanc que pour le bruit encoché, dans quel cas le bruit blanc se révèle toutefois légèrement plus efficace. Cette réduction de l'effet des bruits thérapeutiques pour des

acouphènes aigus est également mise en évidence sur le long terme par Schaette (2010).

Par contre, la modification de la gêne présente des résultats plus variés et extrêmes avec, par exemple, un écart-type deux fois plus grand que la moyenne dans le cas du bruit encoché. Ainsi, certains patients, dont l'acouphène était plus faible pendant l'inhibition résiduelle, ont pourtant ressenti une gêne plus prononcée à cause de la modification de l'acouphène et à l'attention plus importante accordée à ce nouveau son. Toutefois, ces exacerbations de la gêne ne sont sans doute pas à prendre en compte dans le cadre d'une thérapie sonore car celle-ci se réalise sur du long terme et que le patient s'habitue à son nouveau son. Certains patients ont également manifesté une nette préférence pour la sonorité d'un des deux bruits, ce qu'il est important de prendre en compte pour le choix de la thérapie sonore. Le bruit choisi ne peut en effet

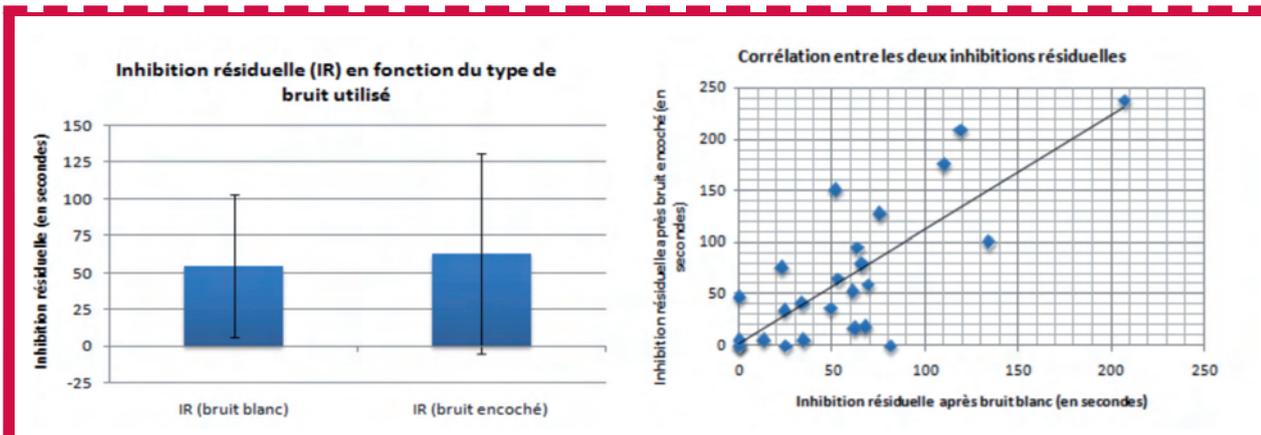


Figure 4 : (A) Graphique en barres de la moyenne (+/- 1 écart-type) de l'inhibition résiduelle (en secondes) en fonction du type de bruit utilisé (bruit blanc ou bruit encoché). (B) Graphique en nuage de points représentant la corrélation ( $r=0,787$ ,  $p < 0.05$ ) entre les deux inhibitions résiduelles.

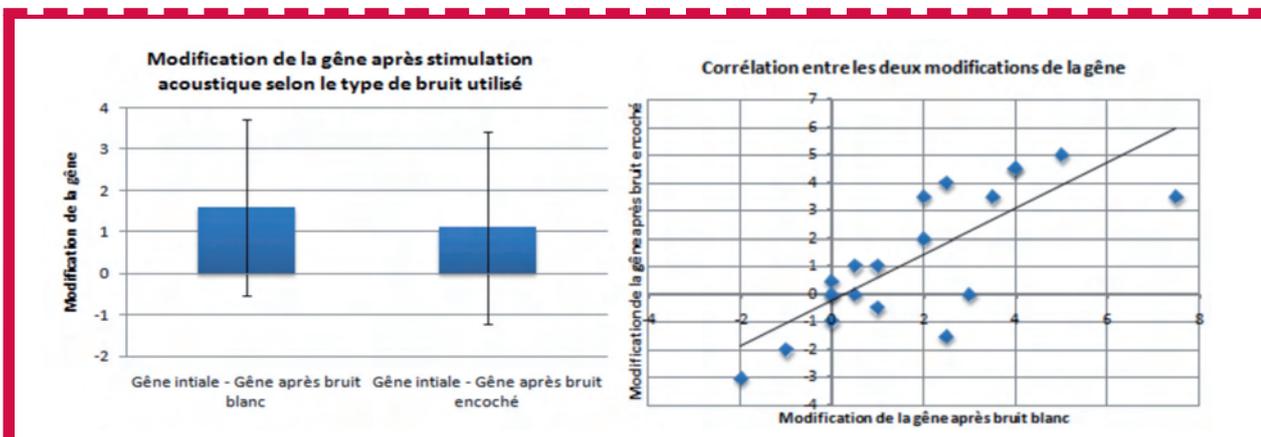


Figure 5 : (A) Graphique en barres de la moyenne (+/- 1 écart-type) de la modification de la gêne après stimulation acoustique en fonction du type de bruit utilisé (bruit blanc ou bruit encoché). (B) Graphique en nuage de points représentant la corrélation ( $r=0,796$ ,  $p < 0.05$ ) entre les deux modifications de la gêne.



# > VEILLE ACOUPHÈNES

pas induire de réactions négatives chez le patient, au risque d'activer le système limbique et le système nerveux autonome, qui vont ensuite augmenter la gêne liée à l'acouphène (Jastreboff & Hazell, 2008).

## Implications pratiques

La limite la plus importante incombe à ce stade à la non-prédictibilité, sur base de l'acouphénométrie, des résultats d'une prise en charge à long terme de patients acouphéniques. Le bruit blanc semble donner de meilleurs résultats à l'acouphénométrie ; néanmoins, nous ne pouvons pas pour autant en déduire que le bruit blanc serait plus performant dans le cadre d'une thérapie sonore.

Dans les études actuelles, aussi bien le bruit blanc adapté au patient que le bruit encoché (ou musique encochée) présen-

tent de grandes variations quant à leur utilisation. Le premier bruit se place généralement à quelques dB SL, selon l'étude de Lurquin, Real & Vannier (2013) qui le positionnent au niveau du point de mélange avec l'acouphène, et selon Schaette & Kempster (2006) qui préconisent quant à eux l'ajustement du niveau du bruit entre 1,5 et 4dB SL. Le bruit encoché, utilisé par Lugli et al. (2009) doit, quant à lui, être ajusté par le patient à chaque écoute, au point de mélange avec l'acouphène, alors que la musique encochée (Pantev et al., 2012) doit être réglée par le patient à un niveau d'écoute confortable. Ce dernier sera beaucoup plus fort que dans le cas du bruit blanc de Lurquin et de Schaette, et du bruit encoché de Lugli.

Lugli, Lurquin et Schaette suggèrent l'emploi d'une intensité faible avec pour objectif de diminuer l'activité neurale liée

à l'acouphène, et de sortir l'acouphène du champ de conscience. Toujours dans le but de diminuer l'activité neurale liée à l'acouphène, Pantev et al. (2012) supposent, au contraire, que des niveaux plus importants vont davantage impliquer les systèmes attentionnels, et ainsi favoriser la plasticité corticale responsable de l'accentuation de l'activité des interneurons inhibiteurs.

En outre, le bruit blanc et le bruit (ou musique) encoché varient quant à leur durée d'utilisation journalière. Ainsi, le bruit blanc est généralement proposé par l'intermédiaire d'un générateur de bruit ou d'un appareil auditif à utiliser pendant la majorité de la journée, alors que le bruit et la musique encochés sont à employer entre 1h30 et 3h par jour, au moyen d'un ordinateur ou autre lecteur audio.

Cette étude a permis de mettre en évidence une différence significative entre les résultats de l'acouphénométrie obtenus au bruit blanc et au bruit encoché, tendant à valoriser l'action du bruit blanc. Ainsi, le bruit blanc nécessite un niveau minimal de masque significativement plus faible et, dans une moindre mesure, entraîne une diminution plus importante de la gêne dans le cadre de l'acouphénométrie.

Cependant, l'espoir d'obtenir une thérapie sonore qui éliminerait tous les acouphènes ne semble pas à l'ordre du jour, et une solution miracle ne nous paraît pas atteignable. Ainsi, nous estimons que conjointement à la thérapie sonore, il est toujours extrêmement important de proposer au patient acouphénique un counseling adapté, à savoir un accompagnement psychologique et éducatif dont le but est de faire comprendre au patient ce dont il souffre et de permettre à l'acouphène de sortir du champ de conscience (Lurquin & Real, 2012).

## Bibliographie

- Ahlf, S., Tziridis, K, Korn, S., Strohmeyer, I. & Schulze, H. (2012). Predisposition for and prevention of subjective tinnitus development. *Plos One*, 7(10) : e44519. doi : 10.1371/journal.pone.0044519
- Bauer, C.A. & Brozoski, T.J. (2011). Effect of Tinnitus Retraining Therapy on the Loudness and Annoyance of Tinnitus : A Controlled Trial. *Ear and Hearing*, Vol. 32, 145-155
- Eggermont, J.J. & Roberts, L.E. (2004). The neuroscience of tinnitus. *Trends in Neurosciences*, 27(11), 676-682. doi : 10.1016/j.tins.2004.08.010

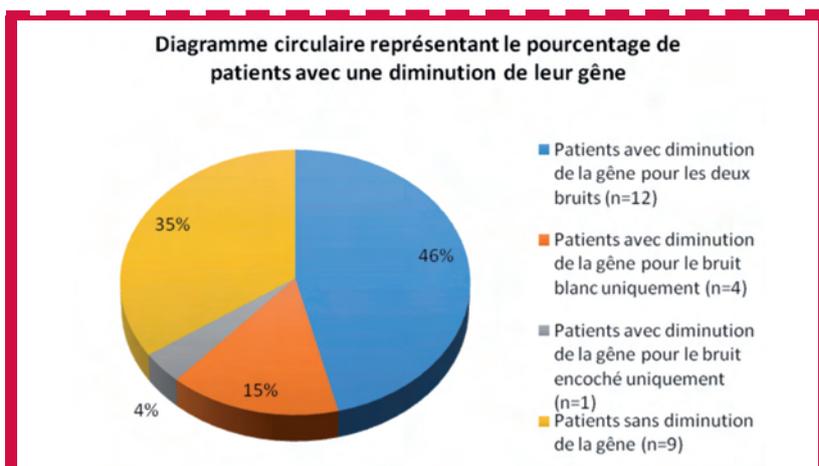


Figure 6 : Diagramme circulaire représentant le pourcentage de patients qui ont ressenti une diminution de leur gêne d'au moins une unité lors du test de l'inhibition résiduelle.

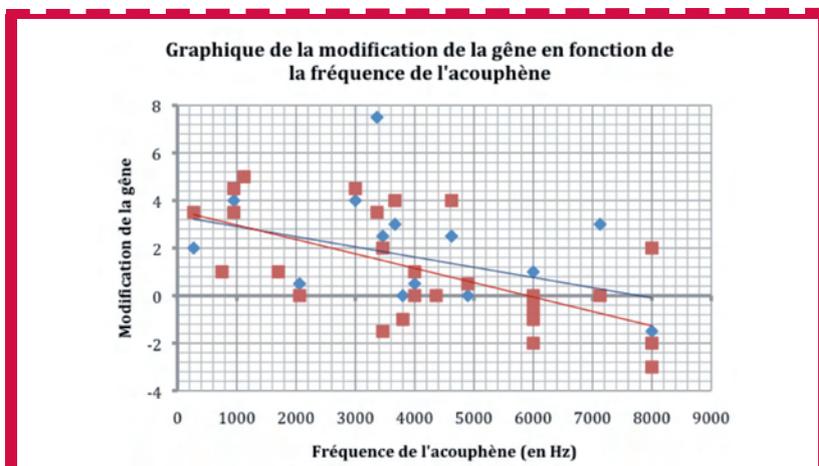


Figure 7 : Représentation en nuage de points de la modification de la gêne en fonction de la fréquence de l'acouphène. Les points et lignes bleus correspondent aux mesures réalisées au bruit blanc et les ceux en rouge représentent les résultats du bruit encoché. Les points indiquent les valeurs de chaque patient alors que les lignes indiquent la tendance.



Jastreboff, P.J., Hazell, J.W.P. & Graham, R.L. (1994). Neurophysiological model of tinnitus : Dependence of the minimal masking level on treatment outcome. *Hearing Research*, 80, 216-232.

Langers, D.R.M., de Kleine, E., & van Dijk, P. (2012) Tinnitus does not require macroscopic tonotopic map reorganization. *Frontiers in Systems Neuroscience*, Vol. 6:2, 1-15. doi : 10.3389/fnsys.2012.00002

Lugli, M., Romani, R., Ponzi, S., Bacciu, S. & Parmigiani, S. (2009). The windowed sound therapy : A new empirical approach for an effective personalized treatment of tinnitus. *International Tinnitus Journal*, 15(1), 51-61.

Lurquin, P., Real, M. & Vannier, M. (2013). Du bon usage du bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 26, 36-39.

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

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

Pantev, C., Okamoto, H. & Teismann, H. (2012). Tinnitus : The dark side of the auditory cortex plasticity. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1252, 253-258. doi : 10.1111/j.1749-6632.2012.06452

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

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

Schaette, R., König, O., Hornig, D., Gross, M. & Kempster, R. (2010). Acoustic stimulation treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the stimulated frequency range. *Hearing Research*, 269, 95-101. doi : 10.1016/j.heares.2010.06.022

Schaette, R. (2014). Tinnitus in men, mice (as well as other rodents), and machines. *Hearing Research*, 311, 63-71.

Stein, A., Engell, A., Junghoefer, M., Wunderlich, R., Lau, P., Wollbrink, A., Rudack, C. & Pantev, C. (2015).

Inhibition-induced plasticity in tinnitus patients after repetitive exposure to Tailor-Made Notched Music. *Clinical Neurophysiology*, 126(5), 1007-15. doi : 10.1016/j.clinph.2014.08.017.

Stein, A., Engell, A., Lau, P., Wunderlich, R., Junghoefer, M., Wollbrink, A., et al. (2015). Enhancing Inhibition-Induced Plasticity in Tinnitus – Spectral Energy Contrasts in Tailor-Made Notched Music Matters. *PLoS ONE* 10(5): e0126494. doi : 10.1371/journal.pone.0126494

Teismann, H., Okamoto, H., Pantev, C. (2011) Short and Intense Tailor-Made Notched Music Training against Tinnitus : The Tinnitus Frequency Matters. *PLoS ONE* 6(9): e24685. doi : 10.1371/journal.pone.0024685

Vernon, J.A. & Meikle, M.B. (2003). Tinnitus : Clinical Measurement. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 36, 293-305. doi : 10.1016/S0030-6665(02)00162-7

Weisz, N., Hartmann, T., Dohrmann, K., Schlee, W. & Noreña, A. (2006). High-frequency tinnitus without hearing loss does not mean absence of deafferentation. *Hearing Research*, 222(1), 108-114.

## 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](http://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](mailto:cna.paris@orange.fr)**

# Veille Technique

## Les innovations des industriels

TECHNOLOGY

### ■ Cochlear



### Cochlear annonce la disponibilité des processeurs Cochlear™ Baha® 5 Power et Baha 5 SuperPower



### Deux nouveaux processeurs puissants en conduction osseuse

**Cochlear Bone Anchored Solutions AB, leader mondial des solutions auditives en conduction osseuse annonce la disponibilité commerciale des processeurs Cochlear™ Baha® 5 Power et Baha 5 SuperPower. Ces processeurs viennent compléter la gamme Baha 5, la gamme la plus large et la plus puissante de processeurs en conduction osseuse.**

Les processeurs Baha 5 Power et Baha 5 SuperPower sont destinés aux personnes atteintes d'une perte auditive importante, avec une plage d'indications allant jusqu'à 55 dB SNHL (surdité neurosensorielle) pour le Baha 5 Power et 65 dB SNHL pour le Baha 5 SuperPower.

### La gamme la plus large et la plus puissante

Le Système Baha 5 est une gamme de produits en conduction osseuse destinée aux personnes atteintes de surdité de transmission, de surdité mixte et de surdité (cophose) unilatérale (SSD).

Système Baha 5

- **Processeur Baha 5** : Ce premier processeur du système, lancé en 2015, est le plus petit processeur en conduction osseuse du marché. C'est aussi le premier appareil auditif implantable « Made for iPhone ». Il a une plage d'indications allant jusqu'à 45 dB SNHL.

- **Processeur Baha 5 Power** : Ce processeur embarque la même technologie que celle du processeur Baha 5, mais il est conçu pour les personnes ayant besoin d'une amplification supplémentaire. Sa plage d'indications atteint 55 dB SNHL.

- **Processeur Baha 5 SuperPower** : Ce processeur en conduction osseuse est le plus puissant de la gamme, avec une plage d'indications allant jusqu'à 65 dB SNHL.

Tous ces processeurs permettent aux personnes de mieux entendre dans les environnements bruyants et difficiles, et de se connecter sans fil à un grand nombre d'appareils électroniques comme les smartphones. Tous trois peuvent être connectés à l'implant par le biais d'un système de pilier (le Système Baha Connect) ou d'un système magnétique (le Système Baha Attract).

### Connectivité : Smart connectivity

Les processeurs du Système Baha 5 permettent la connexion sans fil entre un appareil auditif implantable et un iPhone, iPad ou iPod touch. Les utilisateurs ont aussi accès à la gamme de produits Cochlear True Wireless™ destinés à améliorer l'audition dans les environnements

difficiles.

Pour faciliter l'utilisation de leurs appareils, les utilisateurs peuvent télécharger l'application Baha 5 Smart App sur leur smartphone. Cette application Baha 5 Smart est la première du secteur à permettre un contrôle avancé du processeur et des accessoires sans fil, la personnalisation des programmes plus poussée et l'assistance directe à partir d'appareils iOS compatibles. L'application est aussi disponible sous Google Play pour les téléphones Android : Samsung Galaxy S6 et S7 fonctionnant avec Lollipop et Marshmallow OS.

### Un son clair dans tous les environnements.

Les processeurs Baha 5 sont conçus pour permettre aux utilisateurs de bénéficier de sons plus clairs, plus purs et de comprendre la parole dans des environnements bruyants. Cette expérience sonore repose sur l'interaction entre deux technologies, qui produisent un signal sonore clair dans tous les environnements. Le vibreur BCDrive™ qui équipe les processeurs produit un son plus clair avec moins de distorsion, tandis que le traitement des signaux SmartSound® iQ sélectionne automatiquement les réglages appropriés en fonction de l'environnement sonore de la personne. Au travail, chez eux, au restaurant, les patients reçoivent le meilleur signal possible sans même y penser.

« Cette gamme n'est pas seulement conçue pour produire une audition de qualité. Sa finalité est de permettre à davantage de personnes à y accéder », a déclaré Rom Mendel, General Manager de Cochlear Bone Anchored Solutions AB. « Les processeurs Baha 5 utilisent la même technologie de pointe mais avec des niveaux de puissance supérieurs, pour les personnes dont le degré de perte auditive est plus important.



Grâce à leurs fonctionnalités « Made for iPhone », ils s'adaptent au mode de vie des utilisateurs.

« Nous sommes heureux d'annoncer la disponibilité commerciale des processeurs Baha 5 Power et Baha 5 SuperPower qui viennent compléter cette gamme. »

### À propos des systèmes en conduction osseuse

Les systèmes en conduction osseuse sont une option médicale éprouvée pour les adultes et les enfants atteints de surdité de transmission, de surdité mixte et de surdité unilatérale (cophose). Les systèmes en conduction osseuse contournent la zone endommagée et transmettent le son directement à l'oreille interne.

###   propos de Cochlear Limited (ASX : COH)

Cochlear accompagne les patients tout au long de leur vie et leur donne accès aux nouvelles technologies. Pour assister les professionnels, Cochlear travaille en partenariat avec de grands réseaux cliniques, de recherche et d'assistance.

Cochlear développe une gamme de produits composée des implants cochléaires, des implants à conduction osseuse et des implants acoustiques, permettant ainsi de traiter différents types de perte auditive. Cochlear s'engage auprès de ses porteurs, implantés récemment ou depuis plusieurs années, à rendre compatibles avec leur implant les nouvelles technologies et innovations.

La promesse de Cochlear « Hear now. And always » reflète la volonté du groupe d'offrir à ses porteurs une performance auditive optimale et un support tout au long de leur vie.

### Références

1. Norrman, J, *Review of fitting ranges. Cochlear Bone Anchored Solutions AB, D773528, 2015.*

Contact pour les médias France

Luc Perrenoud

Chef produit Baha Cochlear France

Téléphone : 06.20.66.57.95

E-mail : lperrenoud@cochlear.com

Rendez-vous sur [www.cochlear.com](http://www.cochlear.com)

pour plus d'informations

**ci** *Annuaire Français d'Audiophonologie*

# auditionTV

News | Interviews | Reportages

La 1<sup>re</sup> Web TV dédiée au monde de l'audition

accéder à auditionTV

[www.annuaire-audition.com](http://www.annuaire-audition.com)

## Phonak



**Mode petit groupe de Roger TouchScreen Mic**  
**Changer la dynamique des activités de groupe en classe**

### Introduction

Lancé en 2013, Roger est le standard de transmission numérique adaptative 2,4 GHz sans fil, proposant aux auditeurs des performances maximales dans le bruit. Les microphones sans fil Roger mesurent avec précision et en continu le bruit ambiant. Ces mesures contrôlent le gain des récepteurs Roger, l'ajustant de façon adaptative en fonction de l'environnement acoustique dans lequel le système Roger est utilisé. Ce comportement dynamique avancé a permis d'obtenir des améliorations considérables dans la reconnaissance de la parole dans le bruit, en particulier à un niveau de bruit élevé, comme c'est souvent le cas dans la vie quotidienne et les salles de classe. Les tests de parole dans le bruit ont montré que les utilisateurs de Roger obtenaient une amélioration de 54 % des résultats de perception de la parole par rapport aux systèmes FM traditionnels et de 35 % par rapport à Dynamic FM.

### La salle de classe aujourd'hui

Les microphones Roger sont utilisés avec succès dans de nombreuses classes du monde entier par les enseignants et les élèves pour s'assurer que les élèves malentendants ou souffrant d'autres difficultés auditives puissent accéder en toute clarté à la voix de l'enseignant tout au long de la journée d'école. Les styles d'enseignement deviennent cependant de plus en plus dynamiques et interactifs, avec jusqu'à 34 % de la journée consacrée aux activités de groupes ou entre camarades. La figure 2 représente la répartition des styles d'enseignements et des activités en classe, selon une étude interne de Phonak menée dans plusieurs écoles de plusieurs pays. Même si les styles d'apprentissage dynamiques et participatifs deviennent de plus en plus courants, la capacité des enfants malentendants à entendre dans ces situations reste limitée. Le financement se limite en général à un seul microphone, porté par l'enseignant.

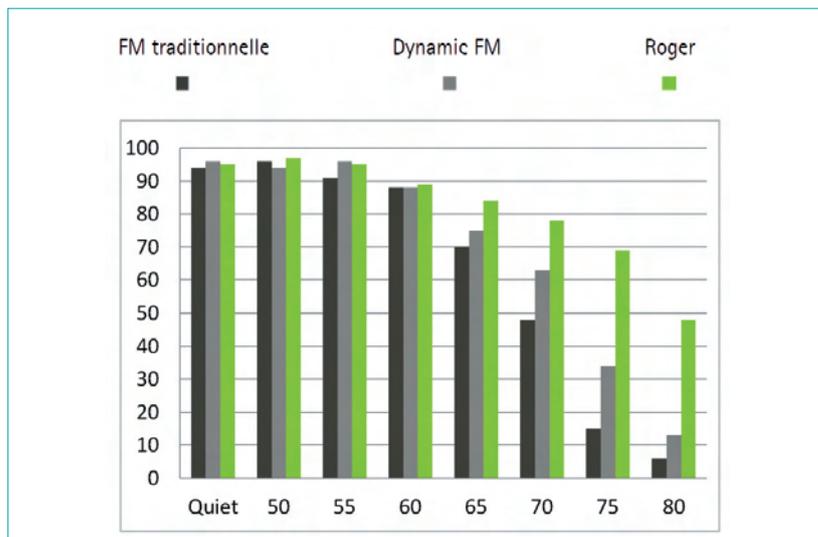


Figure 1 : Pourcentages HINT corrects pour le nombre total de mots corrects comme fonction du niveau de bruit pour la FM traditionnelle, Dynamic FM et Roger. La distance entre les haut-parleurs diffusant la parole et l'auditeur était de 5,5 m. N=11.1

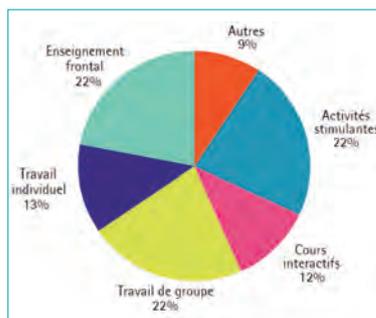


Figure 2 : Répartition des occurrences des différentes activités en classe dans différentes écoles.

### Roger Touchscreen Mic

Phonak présente la toute dernière génération de microphones Roger pour l'enseignement, conçus pour s'adapter au rythme soutenu des salles de classe modernes avec une diversité de styles d'enseignement et d'activités, en proposant notamment les nouveaux Roger Touchscreen Mic, Roger Pass-around et Roger Multimedia Hub. Roger Touchscreen Mic peut être attaché à un tour de cou porté par l'enseignant lors de l'enseignement de face, mais il a également été prévu pour être posé sur une table ou un bureau afin d'offrir aux élèves malentendants l'accès aux voix de leurs camarades pendant les activités en petit groupe. Avec un mode microphonique automatique, Roger Touchscreen Mic s'adapte à l'environnement en changement constant des salles de classe, sans nécessiter de manipulation de la part de l'enseignant.

### Comportement automatique

Roger Touchscreen Mic possède un accéléromètre, qui informe l'appareil de son orientation et de ses mouvements. Un accéléromètre est un composant électronique et mécanique miniature, qui mesure l'accélération en trois dimensions à grande vitesse et avec un niveau de précision élevé. Roger Touchscreen Mic peut détecter plusieurs situations auxquelles il s'adapte automatiquement et pour lesquelles il optimise les réglages. Lorsque le dispositif est porté autour du cou du locuteur, le mode Tour de cou est activé et propose un focalisateur adaptatif dirigé vers le locuteur. Si l'appareil est posé à plat (ex. sur une table pendant des activités de groupe), le mode Petit Groupe est activé et adapte automatiquement le focalisateur afin de cibler le locuteur actif à 360 degrés autour de Roger Touchscreen Mic. Il existe un mode supplémentaire, le mode Directionnel, permettant à l'utilisateur de tenir le dispositif en main et de capturer le son d'une source en particulier ou du locuteur vers qui il le pointe.

### Mode petit groupe

Le mode Petit groupe s'active automatiquement sur un Roger Touchscreen Mic autonome ou principal lorsque celui-ci est posé à plat sur une table ou par terre. Avec Roger Dynamic SoundField ou un réseau MultiTalker, le SoundField et tous les microphones secondaires sont temporairement désactivés lorsque le microphone principal est en mode Petit groupe. Les

discussions en petit groupe ne doivent pas être diffusées dans toute la classe, mais doivent rester dans le groupe avant d'être partagées avec les autres. Ce mode utilise un réseau de trois microphones omnidirectionnels, représenté à la figure 3, afin de créer un faisceau ciblant le locuteur et supprimant le bruit provenant des autres directions. À la fin des activités en petit groupe, l'enseignant porte à nouveau Roger Touchscreen Mic autour du cou et le réseau est ré-établi automatiquement, sans manipulation supplémentaire nécessaire.



**Figure 3 : Réseau de trois microphones omnidirectionnels sur l'avant de Roger Touchscreen Mic.**

Le mode Petit groupe est conçu de sorte à pouvoir placer Roger Touchscreen Mic au centre d'un groupe de 2 à 5 personnes pendant les activités d'apprentissage ou d'écoute en groupe. Les caractéristiques spécifiques du signal, comme le rapport signal sur bruit et le niveau d'énergie, sont analysées et utilisées pour localiser les informations vocales et identifier la direction d'où provient la parole.

Cela permet au dispositif de suivre automatiquement la conversation en se concentrant toujours sur le locuteur actif. Souvent, dans les discussions, la parole peut passer rapidement d'une personne à l'autre. On voit souvent des personnes s'interrompre. Pour un enfant malentendant, il est très important de ne manquer aucune information pendant une situation complexe comme celle-ci. Le mode Petit groupe s'adapte en toute fluidité lors du passage d'un locuteur à un autre et assure une qualité sonore agréable sans interruption, même dans les situations les plus complexes dans lesquelles les élèves parlent en même temps et s'interrompent.

De plus, en mode Petit groupe, la dynamique est agrandie en déplaçant le seuil d'enclenchement de la compression sur des niveaux de sortie élevés. Cela entraîne une amélioration du rapport signal sur bruit en présence d'un bruit ambiant faible à modéré (inférieur à 80 dB). Le champ

dynamique plus large offre également un son plus naturel, améliorant alors la qualité sonore générale. Le mode Petit groupe s'active en plaçant le microphone sur une surface plane, par exemple une table. La configuration du faisceau, la suppression du bruit et le gain sont contrôlés automatiquement. Placer Roger Touchscreen Mic sur la table, au milieu du groupe, est tout ce qu'il suffit de faire pour donner aux élèves l'accès à l'intégralité de la conversation et leur permettre de participer pleinement à la discussion de groupe.

### Les élèves préfèrent le mode Petit groupe



Le test effectué au Phonak Audiology Research Center (PARC) aux États-Unis (Warrenville, Illinois) a utilisé une simulation de petit groupe avec des voix enregistrées (4 membres de groupe parlant dans une pièce à un niveau de 70 dB) afin d'évaluer le mode Petit groupe de Roger Touchscreen Mic et le mode Réunion de Roger Pen. Le mode Réunion de Roger Pen fonctionne de la même façon que le mode Petit groupe. En effet, Roger Pen dispose également d'un accéléromètre qui note la position et les mouvements du microphone et active automatiquement un microphone omnidirectionnel lorsqu'il est posé sur une surface plate comme une table. Le test a montré une amélioration moyenne de 2 dB du rapport signal sur bruit avec le mode Petit groupe de Roger Touchscreen Mic par rapport au mode Réunion de Roger Pen.

Dans une étude de validation interne plus approfondie menée au PARC, il a été demandé à des élèves d'évaluer les performances de différentes options de microphone lors des activités en petit groupe en classe. Un prototype de Roger Touchscreen Mic a été utilisé de deux façons différentes en petits groupes : le mode Petit groupe et le mode Réunion, proposé actuellement avec Roger Pen.

10 enfants de 10 à 18 ans ont participé à cette étude. Tous les élèves portaient des solutions auditives bilatérales, qu'il s'agisse d'aides auditives ou d'implants cochléaires, et utilisaient Roger réglé pour leur classe principale. Il a été demandé aux élèves de participer à des activités en petit groupe en utilisant Roger Touchscreen Mic et de comparer trois réglages différents : Roger Touchscreen Mic désactivé (afin de représenter la solution

actuelle pour cette activité auditive, sans microphone), le mode Petit groupe de Roger Touchscreen Mic et Roger Touchscreen Mic avec le mode Réunion de Roger Pen. Le niveau de bruit général des salles de classe a été mesuré lorsque cela était possible et la moyenne sur le long terme dans 9 classes sur les 10 était de 68 dBA pendant les activités de groupe.

Les élèves ont évalué chaque mode microphonique (y compris lorsque le microphone était désactivé) selon la qualité sonore, le confort, la compréhension de la parole, le bruit et les performances globales. Les 10 élèves ont préféré le mode Petit groupe par rapport au mode sans microphone et 7 élèves sur 10 ont préféré le mode Petit groupe de Roger Touchscreen Mic par rapport au mode Réunion de Roger Pen.

### Conclusion

Roger est le standard numérique en ce qui concerne la technologie de microphone à distance utilisé en classe pour les enfants malentendants ou souffrant d'autres difficultés auditives. Roger Touchscreen Mic a été conçu pour être utilisé dans les salles de classe modernes et dynamiques, dans lesquelles les styles d'enseignement et les activités peuvent inclure des discussions en petit groupe ou avec leurs camarades au moins 34 % du temps. Roger Touchscreen Mic est polyvalent et peut être détaché du tour de cou de l'enseignant en toute simplicité pour être posé sur une table, un bureau, ou sur le sol, au milieu d'un groupe de 2 à 5 personnes, afin de permettre aux élèves malentendants de participer aux discussions. Les élèves ont non seulement préféré utiliser le mode Petit groupe de Roger Touchscreen Mic par rapport au mode sans microphone, mais également 70 % d'entre eux l'ont également préféré au mode Réunion de Roger Pen. La nouvelle gamme Roger pour l'enseignement de Phonak propose des systèmes simples pour les salles de classe modernes et permet véritablement aux élèves de prendre part aux conversations.



## ■ Signia - Solutions Auditives Siemens

### SpeechMaster réduit l'effort d'écoute.

#### Qu'est-ce que SpeechMaster ?

SpeechMaster est au cœur de la technologie primax™. Ce système est en charge de la gestion de tous les paramètres adaptatifs de l'appareil et vise à améliorer le rapport signal sur bruit en situations bruyantes, afin d'améliorer le confort et la compréhension du patient. Plus qu'une simple fonctionnalité, SpeechMaster regroupe un ensemble d'algorithmes et coordonne leurs fonctionnements pour un effort d'écoute réduit <sup>1</sup>.

#### Comment cela fonctionne ?

SpeechMaster capitalise sur les fonctionnalités présentes dans les générations précédentes, micon™ et binax™, en les combinant avec des nouvelles fonctionnalités propres à primax afin d'aider le patient lors des situations complexes. SpeechMaster est capable, dans le programme universel, de focaliser sur la parole utile tout en réduisant l'inten-

1. Etude conduite à l'université du Colorado montrant l'efficacité de certaines des nouvelles fonctionnalités de primax de manière objective en mesurant et analysant l'activité EEG des patients avec et sans les fonctionnalités testées. Pour les 2 fonctionnalités testées : EchoShield et SpeechMaster, Les mesures ont révélé une réduction significative de l'effort d'écoute lorsque les fonctionnalités sont activées (Littman, Froehlich, & Beilin. Objective listening effort assessment : The benefit of primax. Sivantos Whitepaper, Jan. 2016).

sité de tous les bruits gênants. Ceci est rendu possible par la combinaison de trois technologies, trois modules, visant à améliorer le rapport signal bruit : réduction de bruit, directivité et amplification. L'effort d'écoute est minimisé en réduisant le bruit gênant et en mettant en avant la parole.

#### Améliorer le rapport signal sur bruit selon le type de signal.

L'amélioration du rapport signal sur bruit passe également par la réduction du bruit. Pour cela différents algorithmes sont disponibles afin de réaliser ce « nettoyage ». Suivant la nature du bruit, différents algorithmes sont disponibles : Emergence Directionnelle de la Parole (EDP) pour les bruits fluctuants, Traitement de la parole et du bruit pour les bruits stationnaires, SoundSmoothing pour les bruits impulsionnels, et eWindScreen™ binaural pour les bruits de vent.

#### Améliorer le rapport signal sur bruit selon la direction du signal.

La directivité automatique primax fonctionne sur 48 canaux et s'adapte automatiquement à la situation d'écoute du patient. Cette technologie combine différents algorithmes - TruEar, Directionnel adaptatif, Super Focus ou Spatial Speech-Focus - activés suivant la situation, afin d'améliorer l'écoute du patient dans les environnements bruyants.

#### Améliorer le rapport signal sur bruit selon l'intensité du signal.

Les bruits gênants pour le patient sont gérés par la directivité et les débruiteurs.

Ces bruits, atténués par les modules précédents, peuvent l'être encore davantage grâce à une gestion de l'amplification. SpeechMaster permet de gérer en temps réel l'amplification apportée par l'appareil suivant l'émergence des signaux. Ainsi, grâce à SpeechMaster le patient aura une amplification ajustée sur le signal de parole utile, proche, et une amplification inférieure sur les signaux de bruits précédemment traités par la directivité et les débruiteurs tout en restant dans la dynamique du patient et donc perçus. Le résultat pour le patient étant un bruit de fond beaucoup plus doux et confortable, renforçant l'émergence de la voix.

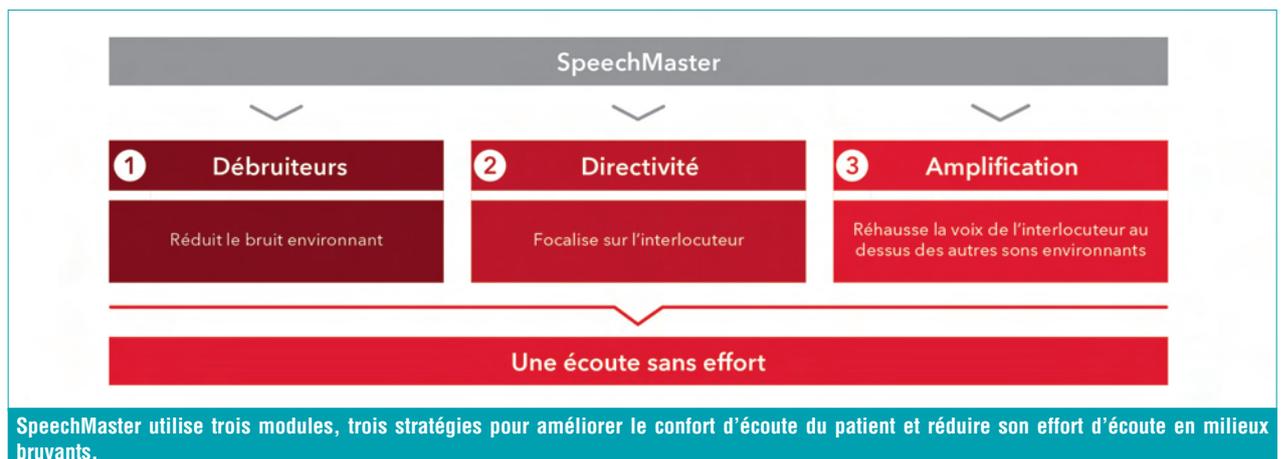
#### Réglage.

SpeechMaster est disponible sur tous les appareils primax pour les trois niveaux de performance. Son fonctionnement dépend des niveaux de performances des algorithmes des appareils utilisés. L'efficacité de SpeechMaster sera donc optimale sur la gamme 7px, et pour l'obtenir, le pré-réglage des appareils doit être réalisé avec la formule de pré-réglage primaxFit, car elle tient compte des modifications de sonie apportées par SpeechMaster dans le calcul des cibles.

#### EchoShield.

##### Qu'est-ce qu'EchoShield ?

La réverbération est la persistance d'un son lié à la réflexion de l'onde sonore sur une ou des surfaces. Lorsque la pièce est large et/ou suffisamment réverbérante, la réverbération se mélange au signal original et en dégrade sa qualité.



Le programme « pièce réverbérante » qui inclut le système EchoShield, réduit l'effet de la réverbération, permettant ainsi de retrouver un signal sonore clair et précis, réduisant l'effort d'écoute du patient<sup>2</sup>. Ce programme d'écoute spécifique se révèle être particulièrement intéressant dans tous les lieux présentant de la réverbération, même ceux dans lesquels celle-ci semble moins gênante, en apportant un confort important.

## Comment cela fonctionne ?

Echoshield fonctionne en se basant sur le principe que les sons reflétés sont moins forts que le signal original. La compression traditionnelle des appareils apporte plus de gain aux sons faibles qu'aux sons plus forts. Cette logique a un effet négatif pour les phénomènes d'écho en amplifiant davantage la réverbération que le signal en lui-même, rendant l'écoute plus difficile. Le système EchoShield de primax assure que les réflexions ne sont pas trop fortement amplifiées.

## Réglage et disponibilité.

EchoShield est disponible dans un programme spécifique « pièce réverbérante » pour les appareils 7px. Ce programme est disponible dans l'onglet « Choix des programmes » de Connex 8.



« Les sons réverbérés arrivent aux oreilles du patient avec un décalage par rapport au signal original, dégradant la qualité et rendant l'écoute et la compréhension plus difficile. EchoShield est capable de réduire les sons reflétés. »



Programme « pièce réverbérante » dans Connex 8 activant le système EchoShield

2. Etude conduite à l'université du Colorado montrant l'efficacité de certaines des nouvelles fonctionnalités de primax de manière objective, en mesurant et analysant l'activité EEG des patients avec et sans les fonctionnalités testées. Pour les 2 fonctionnalités testées : EchoShield et SpeechMaster, Les mesures ont révélé une réduction significative de l'effort d'écoute lorsque les fonctionnalités sont activées (Littman, Froehlich, & Beilin. Objective listening effort assessment : The benefit of primax. Sivantos Whitepaper, Jan. 2016).

# Mieux entendre. Mieux vivre.

Nouvelle campagne



## LE SAVIEZ-VOUS ?

**70 % des diabétiques,** âgés de 50-69 ans, ont une perte auditive dans les hautes fréquences!

**L'hypertension artérielle** peut être un facteur d'accélération de la perte auditive chez les adultes?



**C'est prouvé, la santé auditive influe directement sur l'état de santé général.**

Une bonne audition c'est un savant mélange de technologies auditives de pointe et du savoir-faire des professionnels qui les adaptent. Les technologies auditives Starkey® sont conçues pour offrir le meilleur en terme de performances, de personnalisation et de connectivité pour que vos patients profitent de la vie activement et en pleine santé.

**De nouveaux supports sont disponibles.**

**Pour en savoir plus veuillez contacter votre Responsable régional des ventes ou passer commande dès maintenant sur [starkeyfrancepro.com](http://starkeyfrancepro.com).**



[www.starkeyfrancepro.com](http://www.starkeyfrancepro.com) | [www.starkey.fr](http://www.starkey.fr)

SOURCES : 1 Bainbridge, K. (n.d.). Diabetes and Hearing Impairment: An Epidemiological Perspective. The American Speech-Language-Hearing Association. Retrieved from: <http://www.asha.org/aud/articles/diabetes-hearing-impairment/>

2 Agarwal, S., Mishra, A., Jagade, M., Kasbekar, V. & Nagle, S. K. (2013). Effects of Hypertension on Hearing. Indian J Otolaryngol Head Neck Surg. 2013 December; 65(Suppl 3): 614-618. Retrieved from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3889339/>



## Starkey

### Le Programme Musique : Q & R avec Alyson Gruhlke

#### Q : Qu'est-ce que le programme Musique ?

**R :** Les aides auditives Muse de Starkey intègrent un programme d'environnement dédié à la musique. Ce programme offre plusieurs fonctions uniques, élaborées avec la participation de musiciens et chefs d'orchestre professionnels, pour une qualité sonore optimisée pour la musique. Une qualité optimale obtenue grâce à un système d'architecture double compression et un algorithme d'adaptation prescriptive exclusif spécifiquement conçu pour la musique. Le programme Musique est paramétré par l'audioprothésiste dans Inspire et peut être activé pour être utilisé par le patient, soit au moyen des réglages utilisateur sur les aides auditives soit via le bouton Programmes de la télécommande SurfLink ou SurfLink Mobile 2.

Muse a fait l'objet d'essais cliniques auprès de 58 individus, âgés de 47 à 82 ans. Tous les participants ont été équipés de deux aides auditives programmées selon une prescription e-STAT personnelle, avec couplage auriculaire approprié sur le plan clinique allant des dômes ouverts aux embouts sur mesure avec évent. Tous bénéficiaient du programme Musique et avaient pour instruction d'écouter de la musique aussi souvent que possible dans tout type d'environnement.

L'essai clinique comptait quatre visites sur une période de six à huit semaines lors de laquelle les participants ont porté les appareils à temps complet. Nous reviendrons sur les résultats de cette étude tout long de cette discussion.

#### Q : Qui est le candidat parfait pour ce programme ?

**R :** Le programme Musique est analogue aux autres programmes d'environnement, tels que Foule ou Restaurant, à savoir que seuls certains utilisateurs en auront l'utilité. Néanmoins, son utilisation doit être envisagée pour tout patient qui exprime un intérêt pour la musique. Nos essais cliniques ont révélé que certains participants étaient plus enclins que d'autres à écouter de la musique et à se rendre régulièrement à des concerts. Rien de surprenant puisque cela vaut aussi en règle

générale, que les gens portent ou non des aides auditives. Malgré les différences en termes d'heures d'écoute et de niveaux de connaissances musicales, la grande majorité des participants à l'essai clinique a été extrêmement satisfaite par la qualité sonore de la musique avec ce programme. Quarante-cinq des cinquante-trois participants ont évalué la qualité sonore générale du programme Musique comme « bonne » ou « très bonne » (figure 1).

Voici quelques commentaires des participants de l'essai clinique (y compris des musiciens professionnels) :

- Une excellente qualité de son... j'ai retrouvé le plaisir d'écouter de la musique.
- Les dynamiques du son, sont plus intenses.
- Profondeur et qualité de son, sont bien plus riches !
- Je pense que les ingénieurs acousticiens et ceux qui jouent d'un instrument ou chantent, ou encore ceux qui écoutent autant de musique que moi - qu'elle soit live ou enregistrée - seront enchantés par cette aide auditive.
- Mon expérience avec le programme 2 [programme Musique] pour l'écoute de la musique a été positive aussi bien dans les salles de concert qu'à la maison. La clarté du son n'est pas compromise par le volume, la définition est plus satisfaisante, le son ambiant moins intrusif et la distorsion de chaque instrument/section est réduite, peut-être en raison d'une qualité de son plus douce en général.
- Celui qui a mis au point l'algorithme musical mérite la consécration car il est juste incroyable.
- L'absence de sublimation de la perception de la construction musicale, dans la mesure où le programme transmet le

son sans transmission déformée, dans les basses, légèrement métallique, est particulièrement satisfaisante.

- Plus riche, plus complète et plus intense.
- Je n'ai pas entendu cette qualité de son depuis des années.
- Bien plus naturelle.
- C'est ce que j'attendais depuis des années - pouvoir naturellement entendre ma voix chantée et la mélodie de la harpe. C'était également super de pouvoir écouter la radio et d'autres artistes. Lorsque je chantais, je n'avais pas l'impression de m'entendre sur CD. Le son semblait aussi naturel que lorsque je ne porte pas d'aides auditives, ce qui est vraiment merveilleux.

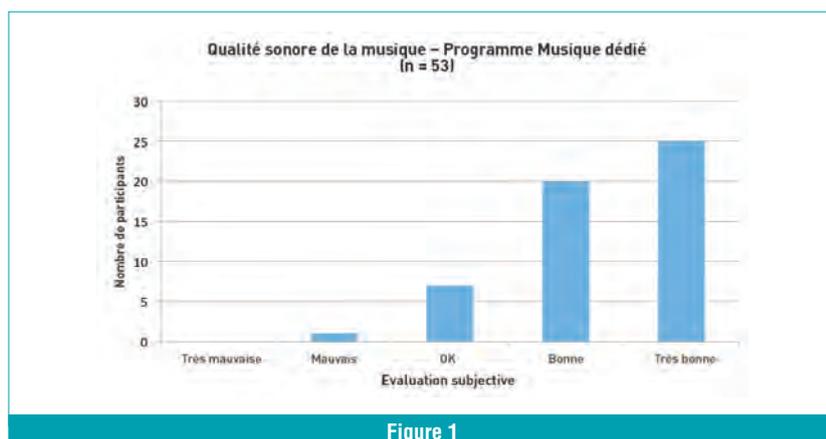
#### Q : J'ai identifié un patient qui pourrait tirer profit du programme Musique. Que dois-je faire ?

**R :** Activer le programme Musique tout comme vous activeriez le programme Foule ou Restaurant dans l'une des banques de programmes disponibles.

Une fois le programme activé, les valeurs de base sont déterminées par l'algorithme d'adaptation musicale prescriptive et une nouvelle architecture de compression. Voir la capture d'écran Inspire page suivante (figure 2).

#### Q : Pourquoi est-ce que l'écran du programme Musique dans Inspire semble différent des autres écrans de programmes d'environnement ?

**R :** Régler des aides auditives pour la musique n'a rien à voir avec un réglage



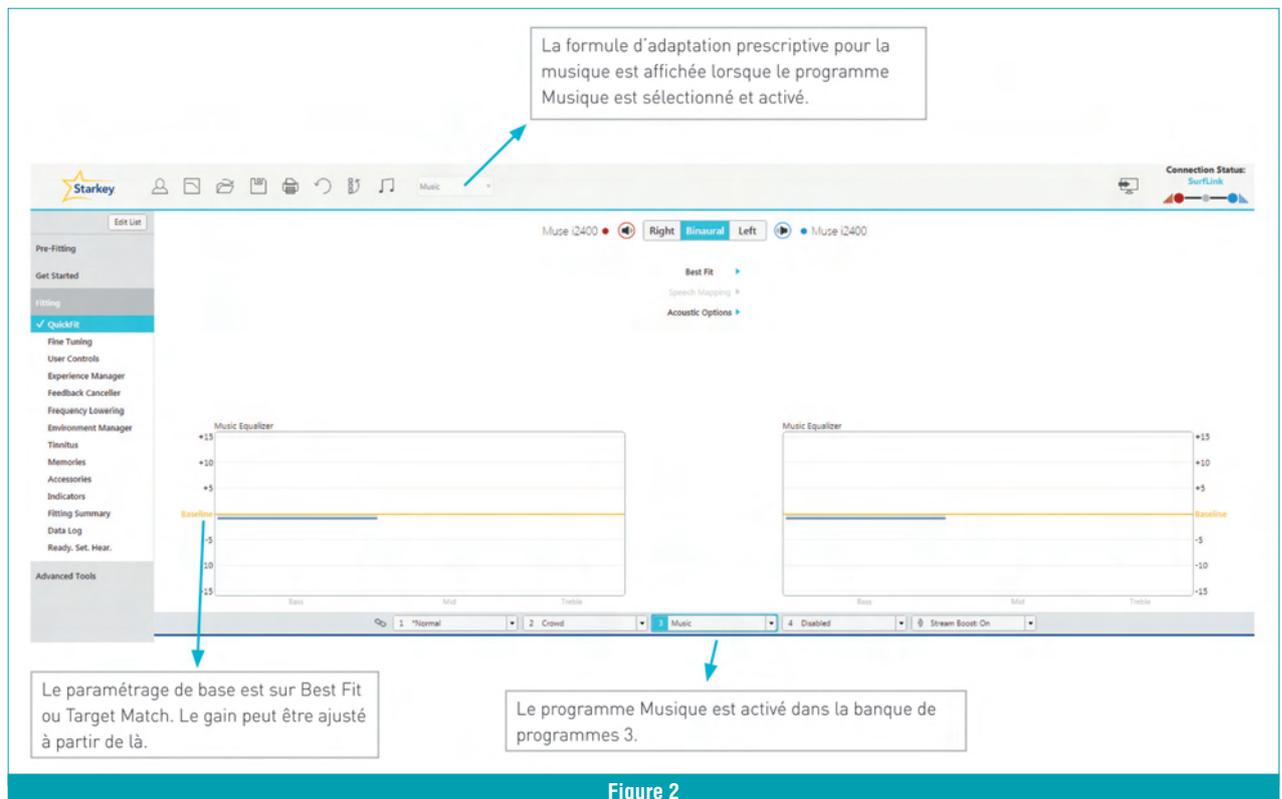


Figure 2

pour la parole, à plusieurs points de vue. Un réglage pour la communication orale est un processus bien défini qui inclut des mesures d'audibilité et de performance des aides auditives objectives. Il existe des prescriptions de réglage acceptées qui définissent un gain approprié en termes d'entrées et de fréquences, pour une perte d'audition donnée (par exemple, e-STAT ou NAL-NL2) ; avant l'apparition de Muse, il n'y avait pas de standard reconnu pour la prescription de l'amplification musicale. Même avec cette prescription nouvellement validée pour l'écoute musicale, les préférences demeurent hautement subjectives et peuvent être affectées par le genre musical préféré du patient. Par conséquent, les réglages et graphiques d'adaptation du programme Musique dans Inspire ont été conçus pour faciliter la communication avec le patient, l'objectif final étant de trouver les paramètres de gain musical plaisants à l'oreille du patient.

**Q : Est-il utile de jouer de la musique lors de l'adaptation ou des rendez-vous de suivi ?**

**R :** Bien que cela ne soit pas obligatoire, il peut être utile de jouer de la musique lors de l'adaptation pour avoir une

première impression de ce que pense le patient vis-à-vis de la qualité sonore du programme Musique.

Nous conseillons de jouer quelque chose de similaire à ce que le patient écoute régulièrement. Rappelons que des extraits de musique sont à disposition dans le Media Player de Inspire (figure 3). Toutefois, nous avons rarement utilisé la musique dans le centre lors des rendez-vous de suivi de l'essai clinique afin de répondre aux ajustements demandés.

**Q : Si les valeurs de base ne sont pas satisfaisantes, comment puis-je régler la valeur du gain du programme Musique ?**

**R :** Tout d'abord, les données de validation clinique ont révélé que les ajustements moyens pour des adaptations ouvertes et non ouvertes (c.-à-d. avec événement) étaient compris entre +/- 2dB, soit des valeurs de base satisfaisantes pour la majorité des participants (figure 4).



Figure 3

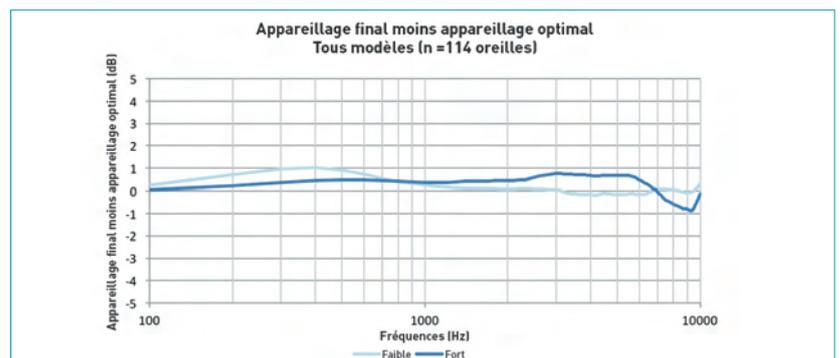


Figure 4

Si des ajustements sont demandés, les réglages QuickFit Music EQ sont disponibles après sélection du programme Musique dans la barre des programmes (figure 5). Ces réglages sont identifiés de façon intuitive et spécifiquement conçus pour un ajustement rapide et facile des valeurs de gain pour la musique.

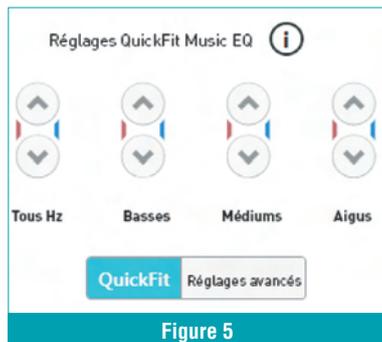


Figure 5

## Q : Quels termes emploient les patients pour décrire leurs expériences lorsqu'ils demandent des ajustements du programme Musique ?

R : L'essai clinique a révélé que les participants utilisaient des descripteurs musicaux communs tels que aigus, basses et volume général lorsqu'ils demandaient des ajustements du programme Musique. Un comportement qui a contribué à la conception des réglages QuickFit Music EQ dans le logiciel Inspire. Pour la grande majorité des patients, les réglages QuickFit

ont offert suffisamment de souplesse pour répondre aux ajustements demandés. De fait, l'écran Réglages avancés a rarement été ouvert. Un écran Réglages avancés est également disponible lorsque des ajustements complémentaires sont requis. Cet écran permet au professionnel d'élargir la plage de fréquences pour réguler la puissance, pour un réglage plus pointu des graves, médiums et aigus (figure 6).

## Q : Quels sont les points importants qu'il me faut aborder avec mes patients en ce qui concerne le programme Musique ?

R : Toutes les fonctions adaptatives, à l'exception de Calme, sont désactivées par défaut dans le programme Musique et les microphones des aides auditives sont paramétrés sur le mode omnidirectionnel (figure 7). Le programme Musique n'est pas fait pour une écoute dans le bruit ; au contraire, il a été conçu pour écouter de la musique dans le silence ou en direct, allant du niveau faible au niveau fort. De fait, les patients peuvent dire qu'il n'est pas idéal pour écouter de la musique en voiture ou lorsque des bruits de fond sont présents. Toutes les fonctions adaptatives automatiques, à l'exception de Parole dans le bruit et Musique, peuvent être activées manuellement pour répondre aux demandes du patient. Il ne faut pas

oublier que l'ajustement de ces valeurs peut influencer la qualité générale de la musique.

## Q : Attendez, vous venez de parler de fonction musique adaptative. Est-ce différent du programme Musique ?

R : Bien vu ! Le programme Musique et une classification et adaptation musicales automatiques sont deux fonctions différentes disponibles dans les solutions Starkey portées par la plateforme Synergy.

L'adaptation musicale est une version simplifiée du programme Musique dédié et est activée par défaut dans les programmes d'environnement \*Normal, Auditorium, Streaming et Stream Boost.

Les paramètres de cette fonction se trouvent sur l'écran du gestionnaire d'environnement dans Inspire. Lorsque les aides auditives détectent de la musique dans l'environnement, elles ajustent automatiquement leurs réglages pour offrir une expérience d'écoute optimale. Les ajustements automatiques sont les suivants :

- Annulateur de Larsen adaptatif passe de Sensibilité forte à faible.
- Directionnalité adaptative est changée en Dynamique ; les modes omnidirectionnel fixe et directionnel fixe sont maintenus.



Figure 6

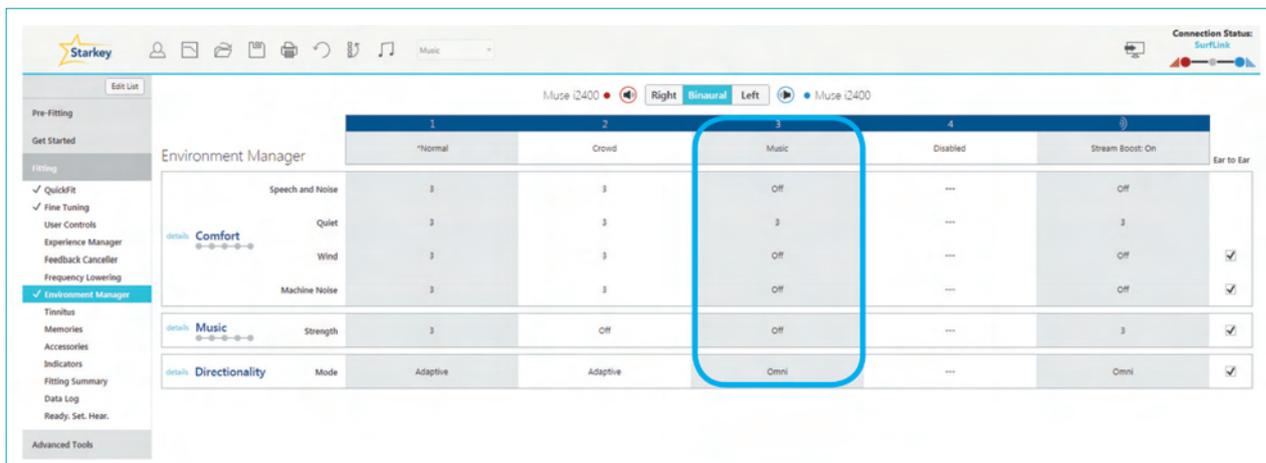


Figure 7

- L'adaptation Bruits mécaniques est désactivée.

- Gain basses fréquences augmenté, gain moyennes fréquences diminué, gain hautes fréquences augmenté.

Lorsque les aides auditives ne détectent plus de musique, elles reviennent à leurs réglages optimisés pour l'écoute de la parole.

Les ajustements musicaux adaptatifs automatiques offrent de légers avantages pour l'écoute musicale, qui ne sont pas aussi marqués sur le plan de la perception que le programme Musique.

Le programme Musique introduit une multitude de modifications au traitement du son des aides auditives, entraînant une expérience d'écoute très différente. Cette modification est considérable et doit être motivée par la demande du patient.

### Q : Avec des aides auditives proposant deux fonctions musique différentes, quelle a été la préférence des participants en situation réelle ?

R : La figure 8 montre les données relatives aux préférences en matière d'écoute de musique en situation réelle. Les aides auditives des participants ont été configurées avec \*Normal plus la fonction musique adaptative dans le programme 1 et le programme Musique dans le programme 2.

La majorité des participants (30 sur 48) a indiqué une préférence légère ou marquée pour le programme Musique par rapport à \*Normal plus la fonction musique adaptative. Quatorze des 48 participants ont indiqué que les deux programmes leur

semblaient essentiellement identiques lorsqu'ils écoutaient de la musique.

L'évaluation des données de préférences de chacun des participants a révélé que les mélomanes (c.-à-d. les musiciens de formation ou ceux qui assistent à des concerts chaque semaine) préféraient le programme Musique, tandis que les participants avec une expérience d'écoute musicale moindre étaient plus enclins à dire qu'ils ne pouvaient pas faire de différence entre le programme \*Normal avec fonction musique adaptative et le programme Musique. À noter que les évaluations de la qualité sonore musicale avec les aides auditives reposant sur la plateforme Synergy ont été très positives : 62% des participants ont évalué la qualité sonore du programme \*Normal avec fonction musique adaptative comme « bonne » ou « très bonne » et 85% des participants ont évalué la qualité sonore du programme Musique comme « bonne » ou « très bonne ».

### Q : Un dernier commentaire ?

R : Le programme Musique, reposant sur un nouvel algorithme musical prescriptif et un nouveau système de compression, est idéal pour les utilisateurs d'aides auditives en quête d'une meilleure qualité de son pour la musique. Qui plus est, les réglages Inspire pour ce programme ont été conçus en pensant à l'audioprothésiste, avec des libellés intuitifs pour une programmation et des réglages faciles. La fonction musique adaptative automatique, également disponible sur les aides auditives Muse, oeuvre en coulisses pour améliorer la qualité sonore de la musique pour tous les patients d'une manière moins marquée. Alors, n'hésitez pas à essayer ces nouvelles fonctions musique

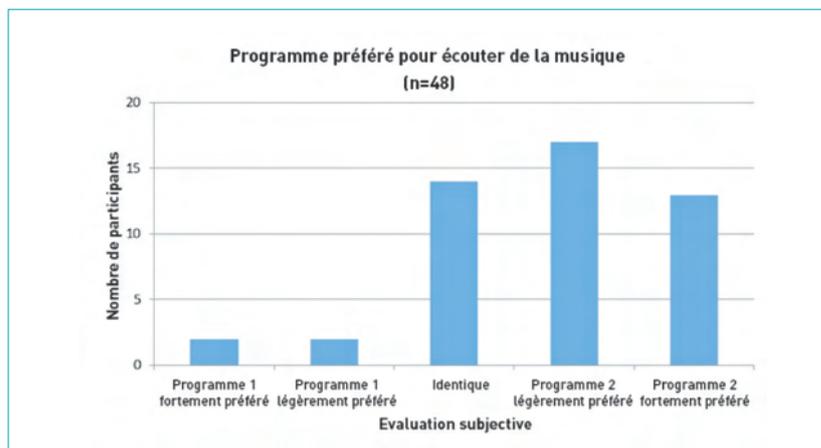


Figure 8

## Widex

### Les tubes fins Easywear, un nouveau concept

Depuis le printemps 2016, WIDEX propose les tubes fins Easywear, une astuce esthétique pour transmettre le son au tympan.

### Des caractéristiques propres à cette nouvelle solution

Cette nouvelle solution présente des caractéristiques à la fois esthétiques et acoustiques.

Les tubes Easywear présentent des avantages par rapport aux tubes fins classiques :

Ils s'accrochent directement aux embouts de type CAMISHA.

- Leur coefficient de transmission acoustique, et donc leur comportement en fonction des fréquences aiguës, est amélioré par un choix spécifique de l'écouteur du BTE. L'écouteur du Fashion Mini est particulièrement bien étudié pour fonctionner avec les tubes fins.

Il faut retenir que tous les tubes fins se comportent tel un filtre passe-bas. En comparaison avec un tube dit « normal » (2/3 mm,) le tube fin laisse passer les graves et, au fur et à mesure que les fréquences augmentent, il freine le passage des sons les plus aigus.

### L'adéquation d'impédance acoustique entre écouteur et tube fin

Avec l'introduction des tubes fins Easywear, Widex lance une nouvelle gamme de produits dont le Fashion Mini.

Cette nouvelle aide auditive possède un écouteur optimisé vis-à-vis des tubes fins.

L'impédance de sortie de cet écouteur peut avantageusement utiliser la ligne de transmission constituée par le tube fin avec un rendement bien meilleur qu'avec un couple traditionnel. On peut dire que sa formulation a été étudiée pour un comportement amélioré vis-à-vis des tubes fins Easywear.

Le but recherché : obtenir une étendue de fonctionnement meilleure avec des tubes de section réduite, tout en gardant un fonctionnement correct avec le tube classique.

### Une meilleure constante de fonctionnement des tubes Easywear

Selon les oreilles, les tubes fins peuvent avoir des longueurs qui vont du simple au double.

Un écouteur traditionnel pourrait difficilement piloter de façon correcte des charges acoustiques aussi variables.

Ces tubes sont proposés selon deux tailles : 0,9mm et 1,4mm.

Les nouveaux contours Widex sont d'ores et déjà munis d'écouteurs capables de développer leur plein potentiel avec ces 2 tailles de tubes.

Les tubes fins Easywear sont compatibles au protège-cérumen CeruStop, dans le but de limiter l'entrée de corps étrangers dans le tube, et d'en faciliter le nettoyage périodique.

Ils peuvent néanmoins être utilisés sans protège-cérumen si besoin.

### Le montage d'une simplicité extrême des tubes fins Easywear dans l'embout

Le tube fin Easywear se fixe par emboîtement simple dans l'embout, qu'il s'agisse de l'embout sur-mesure CAMISHA ou des embouts instantanés.

Deux modèles sont disponibles dans les deux diamètres 0,9mm et 1,4mm.

Ils permettent d'étendre le champ des possibilités et de couvrir toutes les surdités de légères à moyennement sévères.

Les tubes fins Easywear permettent plus de discrétion avec le diamètre 0,9mm et plus de puissance et de confort avec le diamètre 1,4mm.

La terminaison des tubes a été revue pour présenter un angle à 45 ° à l'identique des écouteurs Easywear, dans le but de faciliter l'introduction et le maintien dans le conduit auditif.

La discrétion s'en trouve ainsi grandement améliorée.

## FASHION MINI

**NOUVEAU**

NOUVEAUX COUDES / TUBES FINS

NOUVEAU CACHE-MICRO

NOUVEAU BOUTON PROGRAMME ET/OU VOLUME

NOUVEAU TIROIR-PILE

**NOUVEAU**

2 TUBES FINS EASYWEAR  
TAILLES : 0,9 MM ET 1,4 MM

- Compatibles avec modèles FASHION MINI, FASHION & M
- Compatibilité de tous les embouts EASYWEAR : « standards et sur-mesure »
- Anti-humidité et anti-cérumen avec NanoCare & CeruStop
- Meilleure rétention dans le canal
- Meilleure esthétique / qualité
- Intégration totale avec Camicha

**DEPUIS JUIN 2016**

## Avantage du tube fin Easywear par rapport aux écouteurs déportés

Le tube fin Easywear transporte de l'énergie, comme toute ligne de transmission et sa structure, ne vibrant que faiblement, ne provoque pas de Larsen intrinsèque.

En revanche la structure entière de l'écouteur peut vibrer suffisamment pour entraîner une rétroaction acoustique, au cas où le gain devient trop important.

Ceci s'explique, entre autres, par le fait qu'une partie de l'énergie mécanique est dissipée par la partie arrière du corps de l'écouteur déporté - sous forme de vibrations mécaniques - qui, à leur tour, engendrent une faible pression acoustique dans l'espace environnant ; cela peut entraîner ultérieurement le phénomène de Larsen.

Les tubes fins Easywear 0,9mm et 1,4mm peuvent être couplés avec un embout CAMISHA spécifique (silicone uniquement, avec ou sans rainure) qui porte au-delà du deuxième coude.

Cet embout permet d'obtenir encore plus de gain et de puissance grâce à la réduction de la cavité résiduelle, sous deux conditions :

- Excellente empreinte, aussi longue que l'embout final.

- Tolérance de l'embout en position profonde.

Les nouveaux tubes fins Easywear vous apportent une grande souplesse dans vos adaptations. Ils sont compatibles avec :

- les produits Fashion Mini, Fashion et les m,
- tous les embouts Easywear,
- les NanoCare et les CéruStop,
- les solutions CAMISHA.

Son positionnement facilité dans le canal auditif le rend encore moins visible et permet un appareillage en toute discrétion.



XIV<sup>e</sup>



# Congrès de la Société Française D'Audiologie



29-30 septembre 2017

Cité Universitaire-Paris

Déficiences auditives

Neuro-développement cérébral:  
de la conception de l'enfant  
à la personne âgée

Société  
Française  
d'Audiologie

[www.sfaudiologie.fr](http://www.sfaudiologie.fr)



# Actualités

## du monde de l'audiologie

### Communiqués de presse

#### ■ Les Universités d'été Phonak 2016

**Bron, France - 4 juillet 2016** – Phonak a réuni ce Week-end plus de 50 étudiants au Mama Shelter de Lyon pour la 5<sup>ème</sup> édition des Universités d'été.

**Environ 55 étudiants ont répondu présents les 2 et 3 juillet pour les Universités d'été Phonak au Mama Shelter de Lyon. Cet événement axé autour d'ateliers de travail, présentations, manipulation et participation de chacun 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 Phonak.**



Les étudiants de 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> année venus des cinq universités d'audioprothèse ont été accueillis samedi matin par les équipes Phonak (Ventes, Marketing et Audiologie).

La journée du samedi a été consacrée à des ateliers de travail en petits groupes afin de découvrir et tester les produits et solutions Phonak sous forme de présentations, démonstrations sonores, jeux de rôles et manipulation.

Chaque groupe devait participer aux 4 work-shop proposés :

- Les Solutions Pédiatriques
- Démonstration Sonore
- La Chaîne dans toute sa Mesure
- La Connectivité avec les aides auditives et les implants

Les mots des étudiants à l'issue de ces ateliers témoignent de leur intérêt pour ce type d'évènement : excellent, intéressant, concret, participatif, interactif, marrant, instructif, détenteur...

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 afin de découvrir le Groupe Sonova, la philosophie de l'entreprise mais également les outils et programmes marketing de Phonak à travers une présentation d'Alann Lecam, Chargé de la Relation Etudiants.



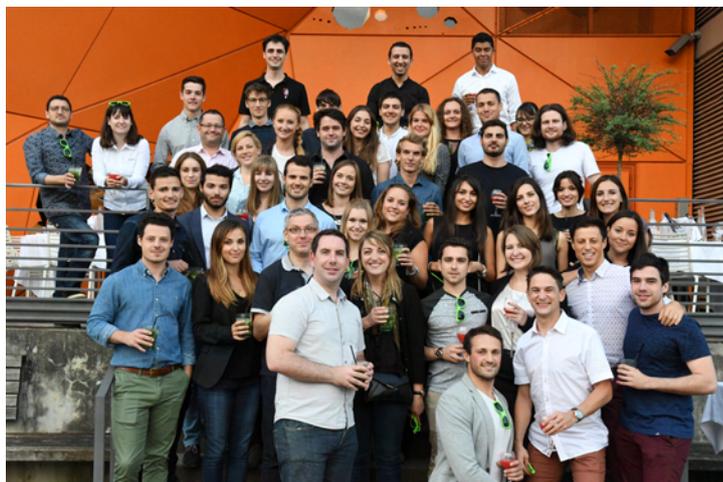
Enfin, Alann a laissé la parole à Jean-Baptiste Delande, Directeur d'Advanced Bionics France pour une intervention sur le rôle de l'au-

dioprothésiste dans l'implantation cochléaire, intervention très appréciée par les étudiants.

Ce week-end a été clôturé par un brunch dominical avant que les étudiants ne rejoignent les 4 coins de la France !

Alann Lecam, commente cette 5<sup>ème</sup> édition des Universités d'été : « Pour la première année, nous sommes très heureux que toutes les facultés aient été représentées. Cet évènement, important pour Phonak, nous permet d'aller à la rencontre de nos partenaires de demain afin de leur faire découvrir nos dernières innovations technologiques, nos équipes et nos valeurs. Ces moments d'échanges et de partage le tout dans une ambiance conviviale sont chers à notre entreprise. Et les retours très positifs reçus à l'issue de ce type d'évènement nous encouragent à poursuivre nos initiatives. »

Pour plus d'informations, contactez :  
Maud Garrel  
Phonak France - Relations Presse  
Tél : 04 72 14 50 00  
Email: [maud.garrel@phonak.com](mailto:maud.garrel@phonak.com)





## Formations

### ■ EPU 2016

#### « Service audioprothétique rendu base sur les preuves cliniques »

#### Principaux résultats : de l'aide auditive conventionnelle aux implants

#### Applications à la pratique quotidienne

2/3 décembre 2016

Paris - La Villette

Organisé par le Collège National d'Audioprothèse avec les Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse



#### Qu'est ce que la pratique basée sur les preuves ?

La médecine fondée sur les (niveaux de) preuves ou médecine factuelle (Evidence-Based Medicine) est un concept apparu dans les années

1980. La pratique de l'audioprothèse fondée sur les preuves est une démarche qui consiste à intégrer lors de la prise de décision audiolinguistique :

- les données les plus actuelles de la science, issues de la recherche ;
- l'expérience du praticien ;
- les besoins et la demande du patient.

La pratique basée sur les preuves est pour l'audioprothésiste un processus d'apprentissage tout au long de sa carrière, et un moyen d'harmoniser les pratiques autour du meilleur niveau de preuve démontré.

#### Quelques exemples d'applications

Quelle est la meilleure méthodologie d'appareillage pour les pertes en pente de ski ?

Comment comparer deux scores en vocale ?

Les traitements de signal sont-ils réellement moins efficaces en open ?

La mesure du RECD permet-elle d'améliorer l'appareillage du très jeune enfant ? Etc.

Vous vous posez ces questions ? La pratique basée sur les preuves peut vous aider à y répondre de façon rigoureuse tout en respectant les besoins et capacités de chaque patient. De nombreux exemples issus de la correction auditive, des quizz en direct, et vos questions ponctueront chaque intervention.

#### Pré-programme

##### Les fondements de la pratique basée sur les preuves, de quoi s'agit-il ?

- Qu'est ce que la pratique basée sur les preuves ?
- Où trouver l'information ?
- Comment évaluer une preuve clinique ?
- Exemples concrets en audiologie

##### Comment comparer deux technologies, deux pratiques ? Approche basique des statistiques de tests, qu'est ce qu'un résultat significatif ?

- Notion de variabilité et de hasard
- Loi normale
- $P=0,05$ , que veut dire cette valeur ?
- Corrélation, détermination
- Les tests statistiques les plus courants

##### Comment sont construites les études cliniques en audiologie ?

- Méthodologie d'essais cliniques (double aveugle, essais croisés, randomisation)
- Principaux biais
- Comment conserver un regard critique à la lecture d'une étude clinique ?

##### Quels sont les principaux résultats publiés en correction auditive et implants ?

De quoi sommes-nous « certains » ?

- Quelques résultats en aides auditives
- Implants cochléaires
- Cros, bicros
- Appareillage pédiatrique
- Acouphènes et hyperacousie
- Etc.

Comment appliquer ces résultats à la pratique quotidienne ?

- Comment appliquer les résultats validés d'études cliniques à un patient donné ?
- Résultats statistiques et cas particulier : comment concilier les deux ?
- Exemples

##### Vos cas cliniques étudiés et commentés par différents audioprothésistes, orthophonistes et ORL en application des preuves cliniques constituées

- Vous avez un cas complexe, difficile, proposez-le au débat et à la discussion



- Audioprothésistes, orthophonistes et ORL débattent, émettent des propositions autour de cas réels

## Renseignements et inscription

Collège National d'Audioprothèse  
20, rue Thérèse - 75001 Paris  
Tél. : 01 42 96 87 77  
Fax : 01 49 26 02 25  
cna.paris@orange.fr  
www.college-nat-audio.fr

## ■ Diplôme d'université d'audiophonologie et otologie de l'enfant Année 2016-2017



**Service d'ORL Pédiatrique et de Chirurgie Cervico-faciale**  
**Hôpital Universitaire Necker Enfants-Malades**  
**Université Paris V, Faculté de Médecine Paris-Descartes**

**Directeur d'enseignement :**

**Pr E.N. Garabédian**

**Responsables de l'enseignement d'Audiophonologie :**

**Pr N. Loundon, Pr V Couloigner**

**Responsables de l'enseignement d'Otologie :**

**Pr F. Denoyelle, Pr N. Leboulanger**

Ouvert aux médecins ORL, phoniâtres, médecins de centres spécialisés, orthophonistes, audioprothésistes, psychologues, professeurs de sourds, instituteurs spécialisés.

Comportant un tronc commun obligatoire d'audiophonologie et une option otologie réservée aux médecins ORL.

Organisation de l'enseignement sur 9 vendredis et un jeudi entre novembre 2016 et juin 2017 (cours théoriques et cours pratiques) avec clôture du diplôme par examen écrit.

## Frais d'inscription

890 euros (Internes et formation initiale

430 euros). Agrément Formation Médicale Continue, Agrément Formation Permanente.

## Renseignements

**Secrétariat**

Tél : 01 71 39 67 84 - Fax : 01 71 39 67 00.  
Clôture des inscriptions : 15 novembre 2016.

Recommandé par le Comité Français du Bureau International d'Audiophonologie.

## ■ Diplôme d'université Audioprothèses implantables chez l'adulte Année 2016-2017



**FACULTÉ DE MÉDECINE  
PIERRE & MARIE CURIE**



**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, principes 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.

## Organisation

Formation en 3 modules de 2 jours ½ et un module de TD de 2 jours avec ateliers de réglages.

Enseignement théorique : 40 heures.

Enseignements dirigés : 30 heures.

Session supplémentaire de deux jours de travaux dirigés : atelier de réglage des implants.

## Calendrier

Jeudi 8, Vendredi 9 et Samedi 10 décembre 2016.

Jeudi 19, Vendredi 20 et samedi 21 Janvier 2017.

Jeudi 9, vendredi 10 et samedi 11 Mars 2017.



Le samedi, les cours auront lieu uniquement le matin.

Session pratique les jeudi 11 Mai et vendredi 12 Mai 2017.

Le jeudi et vendredi, de 9 h à 17 h.

Examen le vendredi 9 Juin 2017 au matin.

## Clôture des inscriptions pédagogiques

31 Octobre 2016.

## Renseignements

[www.fmpmc.upmc.fr](http://www.fmpmc.upmc.fr)

## Colloque ACFOS XIII 14 et 15 novembre 2016 Espace Reuilly 21 rue Hénard 75012 Paris

### Ces surdités dont on parle peu (partielles, dissymétriques, évolutives...) chez l'enfant et l'adulte jeune

Les rencontres d'ACFOS sont un rendez-vous incontournable des professionnels et des familles de patients dans le domaine de la surdité de l'enfant. Cette année, la réflexion va se focaliser sur les surdités de l'enfant dont on ne parle pas, soit parce qu'elles sont unilatérales, soit parce qu'il s'agit de déficiences auditives légères ou moyennes ou fluctuantes.

Faire discuter l'ensemble des intervenants sur les avancées récentes dans ce domaine, ainsi que sur les problématiques de la prise en charge est le but de ce colloque d'ACFOS.

Les rencontres d'ACFOS sont un rendez-vous incontournable des professionnels et des familles de patients dans le domaine de la surdité de l'enfant. Cette année, la

## Renseignements

**Acfos** - 11 rue de Clichy - 75009 Paris  
Tél. 09 50 24 27 87/Fax. 01 48 74 14 01  
[contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org) - [www.acfos.org](http://www.acfos.org)

## Formations ACFOS 7, 8 et 9 décembre 2016

### L'accompagnement parental et l'orthophoniste. Du très jeune enfant à l'adolescent

## Objectif

- Définir ce qu'est l'accompagnement parental et acquérir des outils pour optimiser la relation parent-professionnel.
- Comprendre les répercussions du diagnostic sur la famille et sur le professionnel
- Acquérir des outils pour la conduite d'entretiens
- Comprendre le parcours adolescent et ses répercussions sur la famille et les professionnels.

## Contenu

Des situations concrètes d'entretiens entre parents et orthophonistes seront analysées permettant de déterminer le cadre de la relation et les moyens à mettre en oeuvre pour dire "le vrai", établir un rapport de confiance et de respect mutuel.

La relation qui doit s'instaurer entre le parent et l'orthophoniste est une relation

"imposée" qui peut conduire à une absence de dialogue dont les interlocuteurs n'ont pas nécessairement conscience...

Par ailleurs, il s'agira aussi de veiller à ne pas perdre de vue l'objectif rééducatif de l'orthophoniste et éviter la confusion des rôles.

## Modalités

Exposés théoriques - Mises en situation Vidéos - Discussions.

## Intervenantes

Chantal DESCOURTIEUX, Orthophoniste  
Isabelle LEGENDRE, Orthophoniste  
florencia SEIGNOBOS, Psychologue

## Renseignements

**Acfos** - 11 rue de Clichy - 75009 Paris  
Tél. 09 50 24 27 87/Fax. 01 48 74 14 01  
[contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org) - [www.acfos.org](http://www.acfos.org)

**ASSURANCES aides auditives**

Cabinet **BAILLY**

Fondé en 1907 - 52600 HORTES

**Des garanties complètes :**

PERTE (toutes causes)  
VOL  
CASSE  
PANNE

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

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

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

Tél : 03.25.87.57.22  
Fax : 03.25.84.93.34  
Courriel : [ab2a.bailly@orange.fr](mailto:ab2a.bailly@orange.fr)  
Site internet : [www.ab2a.fr](http://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 !!!**



# > AGENDA

## OCTOBRE 2016

### ACFOS Formation professionnelle



#### Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ?

13 et 14 octobre 2016

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org) - [www.acfos.org](http://www.acfos.org)

### 123<sup>ème</sup> Congrès de la SFORL Retard d'évolution linguistique après implant cochléaire : quel bilan, quelles solutions ?



8/10 octobre 2016

Palais des Congrès de Paris

En nous rejoignant sur le congrès de la SFORL, c'est l'occasion en 3 jours d'échanger, de vous former et d'accéder à un programme très riche.

Le comité Scientifique, présidé par Emmanuel Babin, propose plus d'une centaine de sessions. Comme chaque année, ce programme s'articule autour de nos thèmes phares: Cancérologie, Otologie, Rhinologie et allergie, Ronchopathie, ORL pédiatrique, Chirurgie cervico-faciale, Audiologie, Laryngologie, Phoniatrie.

Info : <http://www.congres-sforl.fr/>

### Colloque de la Société française d'Audiologie

#### Les surdités de transmission : évaluation et orientations thérapeutiques

Lundi 10 octobre 2016 - Palais des Congrès de Paris

<http://www.congres-sforl.fr/programme-sfa>

## NOVEMBRE 2016 (SUITE)

### 36<sup>èmes</sup> Journées Annuelles de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie



21 au 23 Novembre au centre de conférence Paris Marriott Rive Gauche

Info : <http://www.jasfgg2016.com/>

La SFGG par ses journées annuelles va permettre aux experts gériatres et gérontologues de débattre des questions d'actualités et d'échanger autour des nouveaux questionnements de recherche et de soins en matière de vieillissement.

## DÉCEMBRE 2016

### Enseignement Post-Universitaire

#### Service audioprothétique rendu basé sur les preuves cliniques

#### Principaux résultats : de l'aide auditive conventionnelle aux implants

#### Applications à la pratique quotidienne

2 et 3 décembre 2016

Paris La Villette - Centre des Congrès

Renseignements et inscription :

Collège National d'Audioprothèse - 20, rue Thérèse - 75001 Paris  
Tél. : 01 42 96 87 77 - Fax : 01 49 26 02 25  
[cna.paris@orange.fr](mailto:cna.paris@orange.fr) - [www.college-nat-audio.fr](http://www.college-nat-audio.fr)



## NOVEMBRE 2016

### 13<sup>ème</sup> colloque Acfos



#### Ces surdités dont on parle peu (partielles, dissymétriques, évolutives...) chez l'enfant et l'adulte jeune

Espace Reuilly, 21 rue Hénard 75012 Paris, les 14 et 15 novembre 2016

Cette année, la réflexion va se focaliser sur les surdités de l'enfant dont on parle peu, soit parce qu'elles sont unilatérales, soit parce qu'il s'agit de déficiences auditives légères ou moyennes ou fluctuantes.

Info : [contact@acfos.org](mailto:contact@acfos.org) - [www.acfos.org](http://www.acfos.org)

## JANVIER 2017

### 19<sup>ème</sup> Assises d'ORL

#### ORL Les Assises : Innovations et partage des bonnes pratiques

26 au 28 janvier 2017

Nice - Palais des Congrès - Acropolis

Info : <http://www.assises-ork.fr/>



19<sup>es</sup> Assises d'ORL  
26 - 28 Janvier 2017  
Nice - Palais Acropolis





**Le centre d'audioprothèse  
Audition Mutualiste Centre Atlantique  
recherche**

### **un(e) AUDIOPROTHÉSISTE**

**Pour les sites de PARTHENAY et/ou NIORT (79)**

- ▶ Poste à temps complet 34h52 sur 4 jours par semaine à définir ensemble
- ▶ CDI
- ▶ Statut cadre
- ▶ Débutant accepté
- ▶ Rémunération : fixe + variable

**Merci de bien vouloir contacter**

**Isabelle HILLY**  
**Responsable Ressources Humaines**  
**Mutualité Française Centre Atlantique**  
**20 Rue Hôtel de ville - CS 38450**  
**79024 NIORT CEDEX**  
**Tel : 05 49 77 36 74**

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**



Vous souhaitez rejoindre une entreprise certifiée ISO 9001 et leader en Drôme/Ardèche dans les soins et les services d'accompagnement mutualistes (services à la personne, hébergement de personnes âgées, handicap, centre de santé, optique, audition, crèches...), vous souhaitez participer à notre développement au côté de nos 1600 collaborateurs, vous êtes dynamique et volontaire, nous recherchons dans ce cadre des :

**Audioprothésistes (H/F) en CDI temps plein  
ou temps partiel pour ouverture  
de notre 6<sup>ème</sup> et 7<sup>ème</sup> centre d'audition.**

#### **PROFIL**

Diplôme d'audioprothésiste  
Vous intégrerez une équipe dynamique  
Vous exercerez dans les meilleures conditions  
(équipement technique dernière génération)  
Vous bénéficierez du statut de salarié  
Rémunération motivante en fonction de l'expérience

Pour postuler merci d'adresser CV et lettre de motivation  
par mail à Jean-Christophe NIEL  
jc.niel@eovi.fr ou téléphone 04.75.82.18.69

**Postes à pourvoir en Ardèche  
pour 1<sup>er</sup> semestre 2017.**



Notre groupe  
d'Audioprothésistes qui  
intervient dans 65 centres  
d'audition en région  
parisienne, lyonnaise et  
marseillaise, recherche  
des Audioprothésistes  
D.E. pour poursuivre son  
développement.

**AudioNova**   
VOTRE PARTENAIRE AUDITION

**Des postes en CDI à temps partiels et  
à temps complets sont à pourvoir  
en Ile de France et dans le Grand Lyon**

**Rejoindre AudioNova, c'est :**

- Incarner avec équilibre la dimension technique et relationnelle du métier d'Audioprothésiste,
- S'inscrire dans une prise en charge pluridisciplinaire, et travailler en collaboration avec l'ORL et les autres professionnels de santé,
- Etre autonome et entreprenant,
- Etre curieux et à l'écoute, aimer apprendre, échanger et travailler en équipe,
- Exprimer sa personnalité au sein d'une enseigne qui laisse sa place à l'individu.

Rémunération attractive basée sur un montant fixe + variable, et autres avantages sociaux.

**Vous pouvez postuler à l'adresse suivante :**  
**recrutement.france@audionova.fr**



**BOURGUIGNONNE**  
SERVICES DE SOINS  
ET D'ACCOMPAGNEMENT  
MUTUALISTES  
Des services en toute confiance  
[www.bourgogne-sante-services.com](http://www.bourgogne-sante-services.com)



**La Mutualité Française Bourgignonne  
recherche pour ses centres  
AUDITION MUTUALISTE  
de Quetigny - Beaune - Auxonne  
(Département 21) :  
un AUDIOPROTHÉSISTE D.E**

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de fonction
- Avantages sociaux (mutuelle, titre repas, CE, aide au déménagement...)

Adresser votre candidature :  
MUTUALITÉ FRANÇAISE BOURGUIGNONNE - SSAM  
Madame Lydie BARD - Directrice du Pôle Santé  
16 Boulevard de Sévigné - BP 51749 - 21017 DIJON CEDEX  
[lydie.bard@mfbsam.fr](mailto:lydie.bard@mfbsam.fr)

## Audition Conseil RECRUTE



Nouveau spot TV Audition Conseil

### Audioprothésistes D.E. postes à pourvoir toutes régions

Merci de nous faire parvenir votre candidature  
en précisant la région souhaitée :  
[o.delatour@auditionconseil.fr](mailto:o.delatour@auditionconseil.fr)

335 centres indépendants en France

[www.auditionconseil.fr](http://www.auditionconseil.fr)



**La Mutualité Française Normandie  
recherche des audioprothésistes  
pour ses Centres Audition Mutualiste  
basés sur l'ensemble de la  
**Normandie****

- Poste à temps complet ou à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Prise de fonction dès que possible.

Merci d'adresser CV + lettre de motivation au  
Siège administratif de la MFN-SSAM  
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN  
[erika.delsahut@mf-n-ssam.fr](mailto:erika.delsahut@mf-n-ssam.fr)



**La Mutualité Française Aude recherche  
pour ses centres AUDITION MUTUALISTE**

**un(e) audioprothésiste  
(Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste)  
en CDI.**

- Temps plein
- Poste à pourvoir immédiatement  
à Narbonne (11) et Carcassonne (11)
- Avantages sociaux  
(mutuelle, chèques déjeuners, CE...)
- Rémunération fixe + variable



**Adresser votre candidature :**  
MUTUALITE FRANÇAISE AUDE  
63, rue Antoine Marty  
11000 CARCASSONNE  
[contact@mutualite11.com](mailto:contact@mutualite11.com)

# primax

## Les nouveaux accessoires connectés de la rentrée.

miniPocket et TV Transmitter complètent la gamme des accessoires primax.



### miniPocket, la nouvelle télécommande haute fréquence.

Ultra-discrète et design, miniPocket™ est la solution idéale pour contrôler discrètement les fonctionnalités essentielles des aides auditives (programme, volume, etc.), en toute simplicité.

Communiquant grâce aux hautes fréquences, elle est compatible avec l'ensemble de nos appareils primax™ et binax™ RIC, BTE et ITE, y compris les tous petits appareils qui ne disposent pas d'antenne, et ce sans relais intermédiaire.



### Nouveau TV Transmitter avec entrée optique, pour tous les écrans nouvelle génération.

Grâce à son entrée optique, le TV Transmitter connecte à easyTek™ tous les téléviseurs, même ceux de toute dernière génération équipés de sorties numériques ou optiques du son. Il se connecte également aux lecteurs stéréo et MP3, ainsi qu'à de nombreux autres appareils non équipés de la technologie Bluetooth®\*.

L'utilisateur reçoit le son, sans fil, directement dans ses aides auditives et profite ainsi pleinement de ses programmes préférés.



### Une vaste gamme d'accessoires pour élargir les fonctionnalités des aides auditives Signia.

TV Transmitter et miniPocket complètent la gamme d'accessoires permettant d'utiliser encore plus facilement et discrètement les aides auditives, mais aussi d'en élargir les fonctionnalités.



AUDIOPROTHÉSISTES INDÉPENDANTS

EN CRÉANT POUR  
VOUS LE STATUT DE  
MAÎTRE AUDIO,  
STARKEY VOUS A  
ENTENDU !

Maître  
**AUDIO**

*Exigez l'excellence auditive*



**Vous voulez augmenter  
votre rayonnement local ?**

**Vous voulez entretenir  
votre expertise ?**

**Vous voulez être soutenu  
dans votre développement  
tout en préservant  
votre indépendance ?**

**Plus de renseignements au**

**0 800 06 29 53** Service & appel  
gratuits

**ou sur [www.maitre-audio.fr](http://www.maitre-audio.fr)**