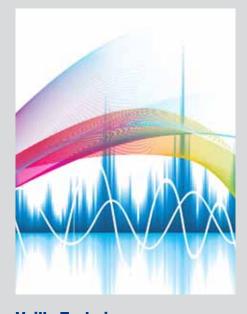
# Les Cahiers de LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

Volume 33 - Juillet/Août 2020 - Numéro 4





Veille Technique
Les innovations des industriels



Actualités Enseignement - Communiqués



Offres d'emploi



# ReSound ONE

La première aide auditive avec



qui offre enfin un son naturel à vos patients.



Le nouveau module M&RIE est une prouesse technologique combinant les deux microphones traditionnels avec un troisième, positionné directement dans le conduit auditif, avec l'écouteur.

Disponible en RIE rechargeable, pile 312 et pile 13.



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président

François Le HER



### 7 Dossier:

# **Grand Prix du Collège National d'audioprothèse** (2ème partie)

7 Pratiques audiométriques dans le secteur aéronautique - État des lieux et propositions

Amandine BRU

14 Comparaison entre le recd et le WRECD :

impacts sur le splogramme

Agnès DELOUSTAU

24 Mesure de l'intelligibilité dans le bruit d'un patient en fonction de sa capacité à discerner les variations de temps, fréquence et intensité

Hombeline DUJARDIN

31 Inf uence de la bande passante transmise par le système CROS sur l'intelligibilité en milieu bruyant

Charlène PORTE, Paul BERGER, Stéphane GALLEGO, Fabien SELDRAN



### 38 Veille technique

Les innovations des industriels

RESOUND, SIGNIA, STARKEY



### 52 Actualités

**Communiqués et Enseignement** 



### 55 Annonces



Sommair

Les Cahiers de l'Audition Juillet/Août 2020 - Vol 33 - N°4

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

### **Editeur**

Collège National d'Audioprothèse Président François LE HER LCA - 20 rue Thérèse 75001 Paris Tél. 01 42 96 87 77 francoisleher@orange.fr

### Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COF7 LCA - 20 rue Thérèse 75001 Paris Tél. 01 42 96 87 77 acoez@noos.fr

### Rédacteur en chef

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

### Conception et réalisation

**MBQ** Stéphanie BERTET 48 avenue Philippe Auguste 75011 Paris stephanie.bertet@mbg.fr

### Abonnements, publicités & annonces

editions-cna@orange.fr

### **Dépot Légal** à date de parution

Juillet/Août 2020 Vol. 33 N°4 Imprimé par INORE GROUPE

### Le Collège National d'Audioprothèse

Président Président Président

d'honneur d'honneur d'honneur Président Président Secrétaire Général

1er Vice

2<sup>e</sup> Vice

Trésorier Général

Trésorier Général adjoint

Secrétaire Directeur général adjoint

Cahiers de l'audition



François LE HER



Xavier RENARD



Eric BIZAGUET



Stéphane LAURENT



Matthieu DEL RIO



Christian RENARD





Frank LEFEVRE



Arnaud COEZ

### Membres du Collège National d'Audioprothèse







BLANCHET

















STÉPHANE GALLEGO













.lehan

GUTLEBEN



Bernard



.lérôme

Alain

VINFT





NAHMANI



Morgan POTIER







ROBIFR





Benoit

ROY



VESSON







Paul-Edouard

WATERI OT

### Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Patrick

ARTHAUD



Jean-Claude





Jean-Paul

REMBALID







Daniel



Christine



Ronald

DE BOCK









Geneviève









Xavier

DEBRUILLE

DEGÓVE

Jean-Pierre DUPRET

FI CABACHE

Robert FAGGIANO

FONTANEZ

NICOT-

Claude SANGUY

Philippe THIBAUT

### Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Carlos

MARTINEZ OSORIO







Bruno LUCARELLI









Flie Fl 7IR Membre Correspondant étranger associé



Thierry

Léon DODELE



Christoph

es mémoires d'audioprothèse sont la partie émergée des cheminements suivis par les auteurs et leurs maîtres de stage, et le grand prix du Collège National d'Audioprothèse nous permet d'en distinguer quelques éléments dont l'originalité a séduit le jury. La liste qui s'allonge tous les ans pourra servir un jour aux «archéologues» du domaine pour reconstituer couche par couche l'histoire des thèmes d'actualité, leurs méandres et leurs allées et venues. La même question, à 20 ans d'intervalle, aboutit rarement aux mêmes conclusions car l'environnement technique et scientifique change.

Cela pose une première question, lorsqu'une démarche aboutit à des pratiques cliniques codifiées, celles-ci ont toutes les chances d'une très longue vie, ce qui les expose à l'obsolescence... La science est bien peu compatible avec la vision confucianiste d'une légitimation par la longévité. Ainsi, Amandine Bru s'est interrogée sur l'adéquation des pratiques audiométriques en aéronautique, un thème hautement lié à la sécurité. Je la cite : « les tests sont... non représentatifs du mode de communication radiotéléphonique spécifique du milieu dans lequel évoluent les pilotes » : quel dommage, et elle formule alors des propositions bien logiques, dans le sens d'une meilleure représentativité. Dans le cadre des mesures in vivo pour une justification au cas par cas des réglages effectués, Agnès Deloustau reprend les évolutions entre RECD et WRECD, et souligne, avec des outils quantitatifs rigoureux, les évolutions liées au changement de coupleur, du 2cc au 0.4cc.

Hombeline Dujardin adopte aussi une approche qui trouve ses racines dans l'histoire de la psychophysique (notamment Fletcher), avec d'un part l'intelligibilité dans le bruit et d'autre part les distorsions possibles du codage périphérique, temps, fréquence et intensité. L'étude ambitieuse est basée sur des tests spécialement adaptés pour être rapides donc adaptables aux impératifs du terrain, et font ressortir des tendances statistiques prometteuses.

Enfin la question du CROS est creusée par Charlène Porte, ici encore une technique ancienne renouvelée par la mise à disposition actuelle de systèmes osseux aussi simples qu'efficaces comme l'ADHEAR. Le CROS osseux devenant alors une option attractive, il est très utile de comparer CROS osseux et aérien et de comparer théorie et expérience, quant à leurs performances en présence de bruit.

En cette année où le congrès n'a pu avoir lieu, nous sommes certains que la publication de ces mémoires maintiendra notre curiosité en éveil !

# Editorial

Les Cahiers de l'Audition Juillet/Août 2020 - Vol 33 - N°4



M-CORE R

M-CORE SR

M-CORE iX

Notre nouvelle gamme d'aides auditives utilise la technologie Motion Core éprouvée qui reconnaît et s'adapte automatiquement à davantage de situations acoustiques. Elle permet aux porteurs d'aides auditives d'entendre leur propre voix plus clairement et de percevoir automatiquement de façon plus fiable l'environnement sonore où ils se trouvent. Les aides auditives M-Core ont été conçues pour être robustes, pratiques et faciles à utiliser, afin que vos clients puissent compter sur **Rexton** dans toutes les situations.





# **Le mot du Président du Collège** François LE HER



### **HEUREUX ARTISAN BOULANGER...**

C'est par un décret voté à l'unanimité le 12 décembre 1995 que nos députés ont choisi de voter la loi permettant à nos artisans boulangers de pouvoir être les seuls à pouvoir légalement revendiquer le droit à l'appellation de **boulanger** et à l'utilisation de l'enseigne **boulangerie**.

En modifiant ainsi le code de la consommation, nos élus ont voulu, non seulement défendre le droit de nos artisans qualifiés à bénéficier d'une protection contre toute concurrence déloyale, mais surtout préserver le consommateur d'une utilisation trompeuse et dolosive de cette appellation.

L'assemblée nationale a eu la sagesse d'élargir la protection de l'appellation en interdisant, non seulement l'utilisation du terme de boulangerie, mais aussi de toute dénomination « susceptible de porter à confusion ».

Ainsi l'article L.121-80 du code la consommation vient donc désormais apporter une garantie de transparence pour le service rendu au consommateur :

« Ne peuvent utiliser l'appellation de « boulanger » et l'enseigne commerciale de « boulangerie » ou une dénomination susceptible de porter à confusion, sur le lieu de vente du pain au consommateur final ou dans des publicités à l'exclusion des documents commerciaux à usage strictement professionnel, les professionnels qui n'assurent pas eux-mêmes, à partir de matières premières choisies, le pétrissage de la pâte, sa fermentation et sa mise en forme ainsi que la cuisson du pain sur le lieu de vente au consommateur final; les produits ne peuvent à aucun stade de la production ou de la vente être surgelés ou congelés ».

Alors que peut-on penser de l'utilisation d'appellation ou d'enseigne trompeuse à visée mercantile dans notre domaine de l'audiologie prothétique ? Peut-on raisonnablement échapper à une nécessaire protection du consommateur au moment où les grandes mesures sociales prises par les pouvoirs publics viennent susciter d'appétit des professions connexes à la nôtre ?

Ainsi que penser du caractère dolosif de l'utilisation abusive de termes évoquant l'offre d'un service qui n'existe pas ?

Pensez-vous que les patients les plus faibles, les plus âgés, soient susceptibles de comprendre les nuances de « base lines » d'enseignes qui combinent l'**optique** et l'**audition**... alors que le service d'un audioprothésiste n'est pas assuré régulièrement dans le point de vente ?

Si la protection du consommateur est bien sûr primordiale, le caractère sanitaire de l'offre commerciale, à l'heure du 100 % santé, nous conduit à penser qu'il est désormais urgent et nécessaire de protéger le patient contre toute offre de soins trompeuse.

Comme l'artisan boulanger nous voulons nous aussi, **Audioprothésiste**, pouvoir bénéficier d'une protection de notre appellation et d'une interdiction de son utilisation dans un point de vente ou un professionnel, diplômé d'état ou diplômé en Europe et autorisé à exercer en France n'est pas présent au moins deux jours par semaine.

De la même manière, le Collège National d'Audioprothèse souhaite que l'affichage de toute dénomination susceptible de porter à confusion (audition, entendre, écouter...) soit aussi interdite dans les mêmes conditions.

A L'heure où les mémoires de nos jeunes confrères viennent ici démontrer la qualité de l'audioprothèse de demain, notre rôle est aussi de les protéger.

Si vous partagez nos convictions, nous vous demandons de nous soutenir en vous inscrivant sur la liste des audioprothésistes qui se trouve sur le nouveau site du Collège National d'Audioprothèse.

Merci à vous

### François LE HER Audioprothésiste D.E.

Président du Collège National d'Audioprothèse

# WIDEX MOMENT

LE SON QUI CHANGE TOUT



### ☐ CHARGEUR LITHIUM-ION INDUCTION

La plus petite aide auditive RIC rechargeable au monde.

### **☐ NOUVELLE DOUBLE PUCE**

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

### ☐ TRUACOUSTIC™

Des réglages plus précis pour toutes les identités acoustiques.

### ☐ REMOTE CARE

Service de réglage à distance pour tous les utilisateurs.

### ☐ MACHINE LEARNING

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



### **Dossier <**

# Grand Prix du Collège National d'audioprothèse





# Pratiques audiométriques dans le secteur aéronautique -État des lieux et propositions

**Amandine BRU** amandinebru@yahoo.fr Sous la direction de Robert Ruiz, Maître de mémoire

### Résumé

Les pilotes de ligne passent régulièrement des visites médicales pour obtenir ou proroger leur certificat médical de classe 1 nécessaire à l'exercice du métier de pilote de ligne professionnel. Parmi tous les tests effectués durant l'examen, les tests d'otorhinolaryngologie sont composés d'un test d'audiométrie tonale et le cas échéant d'un test d'intelligibilité. Les médecins de l'aéronautique appliquent le test prévu par la norme en vigueur AMC1 MED.B.080. En cas du non-respect de cette norme, les médecins évaluateurs doivent effectuer des examens approfondis d'audiométrie vocale avec les listes de Fournier.

Pour chacun de ces tests, des éléments réglementaires existent, ils sont basés sur le règlement européen 1178/2011 du 3 novembre 2011 et les compléments qui lui ont succédé. Dans ce règlement européen il existe peu d'éléments spécifiques au domaine de l'aéronautique, ce qui peut avoir un impact sur la fiabilité des résultats obtenus.

L'état des lieux présenté dans l'article démontre la nécessité de revoir la norme existante en envisageant la création d'un test d'intelligibilité spécifique à l'aéronautique.

L'étude comporte également les justifications théoriques nécessaires à l'ébauche d'un test d'intelligibilité composé de mots dissyllabiques choisis dans un français aéronautique.

### 1

### **Introduction - Contexte**

Cet article s'attache aux pratiques audiométriques dans le domaine de l'aéronautique et vise à dresser un bilan des méthodes et des usages mis en place pour évaluer les capacités auditives des pilotes de ligne au cours de leur carrière. Enfin, des propositions pour améliorer les tests émaneront de cet examen critique.

Le pilote de ligne doit avoir des aptitudes physiques, psychiques particulières et est soumis à des examens de santé réguliers¹. Il effectue donc des visites médicales

1. Chaque année si âge inférieur à 60 ans et tous les 6 mois si plus de 60 ans.

comportant plusieurs volets dont une partie ORL afin de juger de ses bonnes capacités auditives.

L'évaluation doit être la plus performante possible, soumise à des tests afin de s'assurer d'une bonne intelligibilité lors d'un collationnement² ou d'une bonne compréhension des clairances³ dans le but de renforcer l'optimisation de la sécurité des vols.

Une déficience auditive peut être à l'origine d'une dégradation de cette intelligibilité et donc d'une mauvaise compréhension pouvant conduire à une situation accidentogène.

Le langage, dans le domaine de l'aéronautique, est spécifique. Il s'agit d'un langage opératif contrôlé. La phraséologie aéronautique, normalisée en anglais par l'OACl4 et dans la langue de chaque pays, est codifiée. La normalisation de ce langage a été créée pour supprimer polysémies, imprécisions, ellipses qui pourraient être un frein à la compréhension entre personnels du secteur aérien. Il s'agit d'une phraséologie adaptée pour éviter des conséquences graves (A. Condamines, 2008). Elle permet des communications radiotéléphoniques en toute sécurité entre pilotes et contrôleurs aériens (S. Lopez, 2013). Le dialogue entre ces deux professionnels a un effet « standardisant » rendant les échanges plus sécurisés (J. Mell, 1992). Il est basé sur des règles lexicales, phonétiques, sémantiques et syntaxiques simplifiées et efficaces. Son utilisation permet de fluidifier les échanges et de faciliter sa compréhension (P. Falzon, 1986).

Afin de vérifier sa bonne utilisation, l'OACI recommande l'évaluation<sup>5</sup> du pilote sur la maîtrise de la phraséologie de l'aéronautique. Il certifie que le pilote possède un niveau suffisant pour la pratique de ce langage codifié.

Si la mise en sécurité se juge sur un niveau linguistique,

Répétition d'une clairance, par le pilote, afin de s'assurer que celuici a bien compris.

<sup>3.</sup> Autorisation d'une manœuvre par le contrôleur aérien.

<sup>4.</sup> Organisation de l'Aviation Civile international. En Anglais ICAO (International Civil Aviation Organization).

<sup>5.</sup> Le ELPAC : (English Language Proficiency for Aeronautical Communication) est un test de compétences linguistiques établi en 2011 et diffusé au niveau européen pour les professionnels de l'aéronautique.

qu'en est-il de la perception et de la compréhension du langage opératif?

Il est nécessaire de s'assurer de ses bonnes capacités auditives car elles contribuent à la maîtrise de ce langage.

L'évaluation de l'acuité auditive du pilote s'inscrit dans le Règlement européen n° 1178 / 2011 de la commission du 3 novembre 2011 dit « AIRCREW » qui régit la pratique du pilotage d'un avion, impose un suivi régulier de l'état de santé du pilote. Ce règlement permet la délivrance d'un certificat médical aux personnels navigants. Il s'assure des bonnes aptitudes physiques et mentales de celui-ci. Il garantit ainsi la sécurité du pilote, des passagers et de la population.

L'interprétation de cette réglementation européenne concernant l'audiométrie vocale ne permet pas d'établir un diagnostic de l'intelligibilité de la parole du pilote de ligne. Ce qui représente un risque langagier (A. Condamines, 2008, P. Vergely, 2008).

L'audiométrie vocale est un sujet préoccupant pour les médecins de l'aéronautique. Sa pratique est évoquée dans le règlement AIRCREW mais jugé de manière trop simple, elle ouvre la porte à des initiatives de la part des médecins aéronautiques et experts ORL. Les tests pratiqués par les médecins ORL (listes de mots dissyllabiques de Fournier), présentent de nombreux inconvénients, pouvant conduire à des résultats biaisés. De plus dans la réglementation aéronautique, la méthode utilisée pour une mesure de l'intelligibilité dans le bruit n'est pas précisée. Des tests normalisés donneront des résultats plus précis et potentiellement plus à risque pour leur carrière ou, à contrario, une chance de continuer leur profession.

Au vu du langage spécifique utilisé par les acteurs du domaine de l'aéronautique, nous mettrons en avant la nécessité d'utiliser un test d'intelligibilité dans le bruit, représentatif de leur environnement de travail. Il sera alors adapté à leur profession afin d'évaluer leur intelligibilité lors des communications radiotéléphoniques, pilote/contrôleur aérien.

Cet article montrera que le bilan audiométrique préconisé et réalisé pour les pilotes d'avion, peut faire l'objet d'améliorations sensibles. L'évaluation de l'intelligibilité de la parole dans le bruit lors de ces visites médicales doit être normalisée pour une bonne mise en pratique.

En d'autres termes, qu'est-ce qui permet aujourd'hui de s'assurer qu'un pilote perçoit bien les éléments de langage qu'il entend dans son activité professionnelle? Quels sont et comment sont réalisés les tests audiométriques? Nous verrons qu'avant de compléter l'étude par les questions de compréhension du langage, des améliorations sont à apporter aux dispositifs et aux méthodes audiométriques actuellement pratiquées pour établir le diagnostic.

### Méthode - État de l'art

Sous l'autorité de la DSAC $^6$ , l'aptitude médicale à piloter, s'évalue au sein des CEMPN $^7$ .

Le certificat médical, établi par le médecin, doit répondre aux exigences d'aptitudes physiques et psychiques précisées dans le règlement AIRCREW Part-MED édité par l'European Aviation Safety Agency (EASA) et établi par le règlement européen n° 1178 / 2011 établi lors de la commission du 3 novembre 2011. Ce règlement détermine les exigences médicales afférentes aux certificats de classe 1 et 2, correspondant respectivement aux normes professionnelles et non-professionnelles. L'étude présentée dans

cet article se limite aux certificats de classe 1 pour des visites de prorogation $^{8}$ .

Les CEMPN sont les premiers décisionnaires d'un renvoi vers les pôles supérieurs (PMPN <sup>9</sup> et CMAC<sup>10</sup>). En France, on compte 5 centres d'expertises médicales civiles, Bordeaux, Toulouse Blagnac, Toulon, Clamart à Percy, Aéroport de Roissy (CEMA Air France).

Si le médecin examinateur du CEMPN remarque une inaptitude du pilote ou bien un non-respect de la norme régie par le règlement AIRCREW, le médecin transfère le dossier vers des spécialistes, médecins évaluateurs du PMPN.

Selon l'EASA AIRCREW MED.B.080 Oto-rhino-laryngologie, le pilote de ligne ne doit présenter :

- Aucune anomalie fonctionnelle des oreilles, du nez, des sinus ou de la gorge (y compris la cavité buccale, les dents et le larynx),
- Aucune affection pathologique en cours, évolutive, congénitale ou acquise, aiguë ou chronique,
- Aucune séquelle chirurgicale ou traumatique.

Lors de l'examen fonctionnel, le médecin doit s'assurer d'une bonne perception auditive compatible avec la sécurité de passagers pendant le vol.

Afin d'observer si les pratiques actuelles sont conformes aux règlements européens régis par le « règlement AIRCREW » consolidé le 20 mars 2015, la méthode d'étude consiste à questionner les professionnels compétents dans ce domaine :

- Docteurs et professeurs de médecine spécialisés en ORL
- Centres d'expertises médicales du personnel navigant
- Médecins de l'aéronautique

Des entretiens ont été également réalisés auprès de pilotes de ligne et de contrôleurs aériens de l'aviation civile.

Toutes ces visites et rencontres ont été possibles grâce à l'appui de l'ENAC¹¹ m'ouvrant ainsi une porte au sein de la société AIRBUS.

Deux points sont à l'étude pour recueillir les éléments des pratiques audiométriques du secteur aéronautique :

- La nature de l'examen médical et audiométrique normalisé et sa reproductibilité sur le territoire.
- Les opérations plus avancées de test audiométriques lorsque le pilote ne satisfait pas à la norme.

### Résultats

L'enquête montre que pour l'examen auditif le médecin effectue une otoscopie afin de s'assurer que le patient ne présente aucune anomalie avant de procéder à une audiométrie tonale. Les seuils auditifs sont déterminés pour chaque fréquence du 250 Hz au 8000 Hz, à l'aide d'un casque ou d'inserts.

La nécessité de réaliser d'autres tests s'inscrit dans l'audiométrie vocale, basée sur des signaux habituels, de paroles dans la langue de l'auditeur qui ont un caractère bien plus familier et qui comporte des infinités de fréquences.

D'après le MED.B.080 du règlement européen EASA AIRCREW, l'audiométrie tonale lors des examens médicaux s'effectue en son pur, oreille par oreille. Le patient ne doit pas présenter de perte auditive supérieure à 35 dB pour les fréquences 500, 1000 et

<sup>6.</sup> Direction de la Sécurité de l'Aviation Civile

<sup>7.</sup> Centre d'expertise médicale du personnel navigant

<sup>8.</sup> Il existe des visites d'admission, de prorogation et de renouvellement

<sup>9.</sup> Pôle Médical du Personnel Navigant

<sup>10.</sup> Conseil Médical d'aviation Civile

<sup>11.</sup> École Nationale de l'Aviation Civile



2000 Hz ou supérieure à 50 dB pour une fréquence de 3000 Hz. Ce premier test est pratiqué à l'examen d'admission, pour les fréquences allant du 250 au 8000 Hz puis tous les 5 ans lors de la prorogation généralement allant du 500 Hz au 4000 Hz avant 40 ans et tous les ans après 40 ans. Si « la perte auditive dépasse de 5 dB au maximum les limites indiquées ci-dessus dans deux fréquences explorées ou plus, le candidat doit être examiné au moins annuellement à l'aide d'un audiomètre à sons purs » (sous-annexe 1-A de l'arrêté du Ministre de l'Equipement et des transports, 2009) et devra présenter « une capacité fonctionnelle satisfaisante ». L'examinateur procèdera alors à un test d'audiométrie vocale défini comme le « conversational voice test (2m) with back turned to examiner » (European Aviation Safety Agency), afin de déterminer son intelligibilité. Le pilote doit alors répéter les chiffres et lettres prononcés par l'examinateur<sup>12</sup>. Le test s'effectue oreille par oreille, l'oreille controlatérale étant bouchée par le doigt de l'examinateur. Si la conclusion de cette évaluation n'est pas satisfaisante et si les seuils sont dépassés de 5 dB pour au moins deux fréquences, l'examinateur envoie le pilote vers le PMPN en vue de réaliser des examens complémentaires; afin de déterminer si une dérogation peut être recevable par le CMAC<sup>13</sup>.

Par ailleurs, il est à noter que les CEMPN disposent tous du matériel nécessaire à l'évaluation subjective de l'audition : casques à conduction aérienne et osseuse, inserts, mais aussi des outils à l'évaluation objective permettant la réalisation d'une tympanométrie et de la vérification du réflexe stapédien.

D'un point de vue légal les médecins aéronautiques doivent respecter la règlementation «AIRCREW», de façon extrêmement rigoureuse, car le résultat de l'évaluation engage leur responsabilité. Cependant, l'examen vocal mené par le médecin aéronautique ne tient pas compte d'un niveau sonore mesuré précisément par un audiomètre, les mots prononcés par l'examinateur seront dits de manière aléatoire sans prise en compte des phonèmes utilisés et des fréquences testées. Cela engendre une part de subjectivité à l'évaluation et des résultats variables d'un CEMPN à un autre.

Mes entretiens avec les professeurs ORL dans les différents services des CEMPN, m'ont permis de confirmer les pratiques des examinateurs de l'aéronautique.

### Une défaillance auditive chez le pilote ?

Un test audiométrique dit « avancé » est effectué par un médecin spécialiste en ORL lorsqu'un pilote de ligne est en dehors des limites, c'est-à-dire lorsqu'il ne répond pas à « une capacité auditive satisfaisante » une fois les tests effectués au sein des CEMPN. Le spécialiste vérifiera, par une audiométrie tonale, le seuil auditif et la présence d'un scutum pour les fréquences du 4000 Hz et du 6000 Hz, ainsi que la probabilité d'une pathologie en cours. Quant à l'audiométrie vocale, elle sera uniquement pratiquée si le pilote ne rentre pas dans la norme ou si la répétition des mots et chiffres énoncés par l'examinateur au CEMPN est réalisée avec difficultés.

### Synthèse des pratiques du médecin ORL pour un examen approfondi :

- Une audiométrie vocale dans le silence est effectuée à l'aide des mots dissyllabiques de Fournier, oreilles séparées.
- La pratique d'une audiométrie vocale dans le bruit, oreilles séparées, permettra de savoir si le patient ressent une gêne en présence de bruit :
- 12. À voix chuchotée et à la voix parlée dans une pièce silencieuse
- 13. Conseil Médical de l'Aviation Civile

- La procédure est fixe<sup>14</sup>.
- Listes de mots dissyllabiques de Fournier.
- Bruit blanc envoyé en ipsilatéral au casque à 60-65dB.
- > Étude de la courbe :
- Le 100% d'intelligibilité doit être atteint à 50 dB ou moins.
- Le 50% d'intelligibilité (SRT) de la parole dans le bruit doit être atteint à 30 dB ou moins.

Ces pratiques sont confirmées par le docteur BOUSQUET, ORL à l'Hôpital d'instruction des Armées Sainte-Anne et rattaché au CEMPN de Toulon (centre d'expertise médicale civile et militaire).

Un pilote présentant une déficience auditive quelle qu'elle soit lors de l'examen médical d'admission et des tests audiométriques avancés n'est pas autorisé à piloter.

Cependant si dans le cadre d'une audiométrie tonale de prorogation <sup>15</sup> le médecin ORL observe une perte légère à moyenne, le pilote doit être appareillé. Le Pr. KOSSOWSKI préconise alors un appareil de type intra-auriculaire afin de ne pas déranger le port du casque avec un réglage radio au casque ANR <sup>16</sup>.

Une réunion organisée à l'ENAC avec des médecins ORL a permis d'identifier les progrès à réaliser dans le contrôle de l'audition des pilotes. Ces échanges ont confirmé entre experts le manque de fiabilité des tests existants. Ainsi la discussion a abouti à la préconisation d'un test reproductible et fiable rendant son application obligatoire. Les experts ORL soulèvent la question d'une méthode approximative utilisée pour évaluer les capacités auditives au sein des CEMPN.

En complément, il est à noter que selon le Manuel de médecine aéronautique civile, chapitre 12 de l'OACl¹7, le pilote ne rentrant pas dans la norme doit présenter « une acuité auditive normale en présence de bruit de fond reproduisant ou simulant l'effet de masque des bruits du poste de pilotage sur la parole et les signaux radio. » (Chapitre 12, 6.3.4.1.1). Les listes utilisées doivent être celles de la phraséologie de l'aéronautique avec des mots phonétiquement équilibrés. ¹8

### 4

### **Discussion**

Les résultats de cet état des lieux amènent la discussion sur une réflexion otologique.

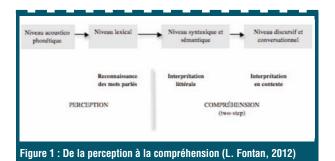
### Qu'en est-il de la différence entre l'intelligibilité et la compréhension ?

Le score d'intelligibilité obtenu à l'issu d'un test ne permet pas de prédire la compréhension dans la vie courante. Un mot peut être correctement répété sans être compris. La mesure de l'intelligibilité est une mesure du transfert du signal alors que la compréhension n'est autre qu'une mesure des performances de communication (L. Fontan, 2012).

En outre la compréhension résulte d'un processus de perception du signal vocal. Il s'agit du lien entre l'audition du signal et son activation de la représentation lexicale dans le cerveau (L. Fontan, 2012) (figure 1).

- 14. L'intensité de la parole et celle du bruit sont constantes
- 15. Visite révisionnelle
- 16. Permet de réduire le bruit de fond
- 17. Organisation Internationale de l'Aviation Civile
- 18. Si les conditions précédentes ne peuvent être recueillies la vérification de l'audition peut se faire en vol. Cependant ce procédé est rarement mis en œuvre par manque de temps et les procédures à mettre en place pour y avoir recours.





En 2012 A.B. John, B.M. Kreisman et S. Pallett ont démontré que les données obtenues lors de l'audiométrie tonale ne permettaient pas de reconnaître les difficultés de communication. Une perte même légère (entre 10 et 20 dB) peut générer des difficultés lors de communications car son intelligibilité en sera affectée (A.H. Suter, 1985).

L'impact d'une baisse d'acuité auditive attire toute l'attention quand on parle de surdité professionnelle. Une étude a comparé les performances professionnelles sur deux types d'individus, avec et sans déficiences auditives. Elle a montré qu'une surdité légère à modérée entraînait des conséquences négatives sur la performance au travail (M.E. Lutman et al, 1987).

Un test d'intelligibilité dans le calme ne permet pas de connaître la capacité du patient à reconnaître la parole dans le bruit (G.F. Smoorenburg, 1992). Il arrive de trouver des patients présentant des audiogrammes de types normaux mais avec une mauvaise intelligibilité dans le bruit (M.J. Middelweerd et al, 1990). Le manque de corrélation entre l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale a fait l'objet d'une étude démontrant que l'audiométrie vocale dans le bruit était moins bonne que pouvait le laisser penser l'audiométrie tonale (W.O. Olsen et al, 1975).

### Quand est-il des listes de mots utilisés par les médecins ORL ?

Les listes de Fournier sont très souvent utilisées en France pour tester l'intelligibilité d'un individu. Rapides, faciles à mettre en œuvre et à expliquer au patient, les examinateurs (ORL, Audioprothésistes...) y ont souvent recours. C'est le cas aussi des ORL lors des examens otologiques approfondies pour les pilotes de ligne.

L.Metzger en 2015 confirme l'étude de Bourquin sur le rééquilibrage des listes de Fournier, montrant que ces listes de mots dissyllabiques déséquilibrés engendraient des erreurs dans les résultats allant jusqu'à l'erreur corrective de l'appareil auditif lors du réglage (M. Bourquin, 2007). L'article apposé en amont du mot créait une forte suppléance mentale (L.Metzger, 2015). L'ordre des items influe aussi sur l'intelligibilité par « des effets d'amorçage sémantique 19 » (F. Estienne et B. Priérart, 2006). La qualité de l'équilibrage phonétique des listes et la variation des longueurs dans les items crée un manque de fiabilité en termes de score (C. Magnen et al, 2016).

### Peut-être serait-il pertinent de revoir les listes utilisées pour les adapter aux tests d'intelligibilité des pilotes de ligne ?

Selon J. Mell (1992; cité dans la thèse de S. Lopez en 2013), un dysfonctionnement des communications entre un pilote et un contrôleur peut résulter « des défauts du canal, du non-respect des procédures de la phraséologie, de l'inattention des locuteurs ou des limitations de leurs compétences linguistiques ». Selon Matthews en

19. Le traitement de l'item est facilité par le traitement du précéde

2004 cité par Estival & Molesworth en 2012, la pratique de la langue a joué un rôle important dans des accidents aéronautiques donnant la mort à 1100 personnes entre 1976 et 2000. Le risque est un « danger éventuel, plus ou moins prévisible, inhérent à une situation ou à une activité » (TLFI<sup>20</sup>, 2013). On parle de risque langagier. Le langage professionnel, international, autrement dit « la phraséologie de l'aéronautique », est né de l'élaboration et de l'utilisation d'un langage adapté (P. Falzon, 1986) avec un vocabulaire restreint. On limite ainsi l'insécurité procurée par l'ambiguïté possible du langage naturel, produisant des incompréhensions, des approximations, des malentendus, « c'est en ce sens qu'on peut parler d'un ''risque du langage" au travail » (P. Vergely, 2008). Conçu par l'OACI, ce langage opératif garanti la sécurité dans les communications radiotéléphoniques. Les règles lexicales, syntaxiques et sémantiques sont strictes (OACI, 2010).

La difficulté principale à l'écoute des communications provient des bruits de distorsions dans le canal radiotéléphonique (VHF : very High frequency ; ondes hertziennes pour une transmission de la voix humaine), aux grésillements et sifflements (M. Benejean, 2013) au vocabulaire spécialisé.

### Qu'en est-il de l'environnement acoustique en cabine ?

La normalisation des limites de bruits au travail est établie par la législation française.

Selon l'article R. 231-126, le niveau d'exposition quotidienne moyenne au bruit ne doit pas dépasser 8h pour un niveau de 80 dB (A). Hormis la détérioration de l'audition, le bruit constant dans le milieu professionnel peut entraîner stress, fatigue, baisse d'attention et affecte la concentration du professionnel sur son lieu de travail.

D'après l'INRS<sup>21</sup>, des mesures à bord d'avions ont démontré que les niveaux sonores pouvaient atteindre 80 à 83 dB (A) (INRS, 2007). Ce bruit permanent dépend du type d'avion (figure 2) et des phases de vols. On y retrouvera :

- Les bruits aérodynamiques.
- Le type de motorisation.
- Ventilation et climatisation des dispositifs techniques.

Ils sont susceptibles de générer par effet de masque, une perte de l'intelligibilité, un affaiblissement, voire une disparition de la perception des informations sonores.



Figure 2 : Niveaux acoustiques relevés selon les différents types d'avion (INRS, 2007).

Des travailleurs ayant subi une exposition sonore élevée à 70-80 dB (A) à long terme, présentent une altération de l'organisation corticale du traitement de la parole, même dans le calme. Dans un cockpit cela peut créer de graves conséquences et mettre en péril la sécurité de l'avion (E. Brattico et al, 2005).

<sup>20.</sup> Trésor de langue française informatisé

<sup>21.</sup> INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité

5

### **Proposition**

Actuellement aucun test dédié à l'aéronautique n'est utilisé en France pour déterminer l'intelligibilité du pilote de ligne dans son milieu professionnel. C'est pourquoi, l'élaboration d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit adapté à l'aéronautique paraît désormais nécessaire.

Ce test devra tenir compte de la phraséologie de l'aéronautique et du bruit concurrentiel entendu dans le cockpit de façon à être le plus représentatif possible de l'environnement aéronautique. Ainsi, les pilotes pourront être évalués sur leurs degrés de reconnaissance vocale en radiocommunication. Il sera alors possible de déterminer un SNR (Signal to Noise Ratio) représentant des capacités auditives réelles lorsqu'il est en fonction.

Outre l'aspect fiabilité du test, il est à noter que celui-ci doit être reproductible et déployable dans l'ensemble des CEMPN.

En raison des potentielles contraintes de temps et coût, nous optons sur l'évolution des listes actuelles en français respectant les conditions de la phraséologie aéronautique.

Au vu de la complexité de ce langage contrôlé et des règles mises en place pour sa pratique, le choix des items se portera sur l'utilisation du vocabulaire aéronautique. Le test comprendra des chiffres et vocabulaire aéronautique.

En proposant des listes de mots dissyllabiques en français spécifiques à l'aéronautique, cela permettra d'éviter les nombreuses failles des listes de mots dissyllabiques de Fournier tout en permettant une comparaison entre les listes de Fournier et ces nouvelles listes fiables dans lesquelles on diminuera au maximum la suppléance mentale.

- Les mots auront le même nombre de syllabes.
- Aucune ambiguïté dans les mots.
- Une prononciation par mot.
- Les mots doivent faire partie du vocabulaire utilisé.
- Pas d'article apposé devant le mot.
- Chaque liste doit être équilibrée phonétiquement et doit contenir la même proportion de phonèmes que le langage utilisé.
- Les listes doivent être équilibrées en termes de difficulté.

### Exemple de listes pouvant être utilisées :

Avec vocabulaire aéronautique	Chiffres, lettres, mots aéronautique	
Brouillé	Bravo	
Glissant	Quatre	
Mousse	Panne	
Moteur	Hôtel	
Tribord	Volets	
Planeur	Mille	
Trappe	Tango	
Bombe	Masque	
Cale	Douze	
Douanes	Victor	

Pour une bonne reproductibilité, ce test doit pouvoir être réalisé dans tous les CEMPN. Parmi les différents facteurs qui nuisent à la reproductibilité du test, on trouve principalement la voix de l'examinateur. En effet l'opérateur n'aura pas le même timbre de voix, la même articulation, débit d'élocution, accent, la prononciation

sera alors différente. Sur ce critère les résultats peuvent être faussés et biaiser le diagnostic. Enfin, il est difficile pour l'examinateur de juger et d'évaluer le niveau sonore de sa voix.

Nous proposons donc l'enregistrement, sur des bandes sons reconnues à l'échelle nationale, de voix permettant de conserver les caractéristiques des données phonétiques. Nous préconisons l'utilisation d'une voix féminine compte tenu que celles-ci est moins bien perçues par des surdités de type presbyacousique.

### Quel bruit concurrent?

Il sera semblable à celui entendu au sein du cockpit. Ce bruit fluctue selon la vitesse, le type d'avion et les phases de vol. Il est modulé en amplitude et en fréquence.

Plusieurs études montrent que la reconnaissance vocale est plus évidente lors d'une modulation d'amplitude (T.S. Bell et al, 1992). Les consonnes (utiles à l'intelligibilité) sont plus facilement reconnues pour un bruit modulé en amplitude (S.P. Bacon, 1994). Nous suggérons donc un bruit concurrentiel, fluctuant, ininterrompu et représentatif de l'étape du vol (du décollage à l'atterrissage) c'est-à-dire adapté à l'environnement du pilote et pouvant varier de 60 dB (A) à 100 dB (A).

Par ailleurs, les données recueillies auprès des pilotes de ligne permettent d'observer que le port du casque ANR n'est pas systématique sur la totalité du vol. En effet, beaucoup de pilotes par souci de confort enlèvent leur casque ou le garde sur une seule oreille.

Nous proposons alors d'envisager deux passations :

- Une passation au casque, oreille par oreille puis les deux simultanément.
- Une passation sans le casque, en champ libre oreille par oreille puis en binaural.

Les bruits aéronautiques rencontrés, considérés comme concurrentiels à l'écoute des instructions et gênants lors des communications doivent être présents dans les deux situations.

Le résultat de cette évaluation permettrait de déterminer :

- De combien le pilote doit augmenter le signal afin de pouvoir comprendre les échanges vocaux.
- Si l'utilisation du langage aéronautique joue un rôle majeur dans la reconnaissance vocale.
- Si ce résultat est corrélé à une audiométrie vocale dans le bruit avec une liste de mots dissyllabiques de Fournier.

Pour ce qui est de la transmission du bruit :

- Au casque le bruit sera envoyé en ipsilatéral à 65 dB, afin de pouvoir comparer ce test à celui utilisé par les ORL.
- En champ libre cette fois le bruit sera envoyé par les 3 HP, confondu avec la parole.

Dans ces deux types de passation la procédure sera adaptative<sup>22</sup>.

- Si le pilote répète correctement ce qu'il a entendu, on augmentera le bruit, rendant le test plus difficile.
- Si le pilote répond faux, on diminuera le niveau du bruit.

### Faudra-t-il normaliser ce test ?

L'intérêt des normes d'aptitudes est d'assurer la sécurité les vols par l'évaluation de ses capacités.

Les pilotes qui ne satisfont pas aux normes européennes auront une chance de renouveler leur certificat médical de classe 1 par le biais d'une audiométrie vocale dans le bruit. Le manque de

<sup>22.</sup> On a remarqué que le bruit variait selon la vitesse, le moteur, la pression atmosphérique, il fluctue dans le temps.

corrélation entre une audiométrie tonale et une audiométrie vocale dans le bruit démontre l'importance de ce test applicable par tous. Un test vocal dans le silence et dans le bruit, fiable et reproductible, est nécessaire afin que le sujet puisse être testé l'intelligibilité des messages radiotéléphoniques. Pour qu'il soit reproductible, le test devra apparaître dans le règlement européen des normes d'aptitudes médicales applicables aux pilotes de l'aviation civile.

### 6

### Limites de l'étude

Cette étude permet de mettre en évidence la problématique rencontrée lors des tests audiométriques dans le milieu aéronautique et l'importance de repenser les tests audiométriques vocaux.

L'objectif sera de justifier les hypothèses<sup>23</sup> émises par des résultats, expérimentées sur des pilotes de ligne à partir de tests adaptés, de listes de mots dissyllabiques aéronautiques qui resteront comparables à des listes dissyllabiques de Fournier. Ce travail fera l'objet d'études et de recherches longues et approfondies afin d'obtenir un test plus complet et plus représentatif de l'environnement du personnel navigant sans les inconvénients des listes de Fournier. Cela nécessitera une réflexion plus approfondie et pertinente dans son utilisation, sa passation, le matériel utilisé afin que celui-ci soit uniformisé et utilisé par tous les médecins de l'aéronautique. Un test pourra être établi sur une juxtaposition de mots telle qu'il est possible d'en rencontrer lors des communications aéronautiques, pilote/contrôleur. Il peut être pensé comme des classements de mots par catégories (chiffres, lettres, vocabulaire...). Un système de logiciel tirant au hasard un mot de chaque liste (par exemple : 5 listes donc 5 mots) équilibré phonétiquement et en terme de difficulté tout en limitant la suppléance mentale. Il sera accompagné d'un bruit représentatif d'un cockpit, qui nécessitera une étroite collaboration avec des grandes sociétés de constructeurs aéronautiques. Le secret industriel peut cependant représenter un frein, lorsqu'il est susceptible de remettre en cause des pratiques et la technicité des constructeurs aériens dans l'insonorisation des cockpits. La collaboration avec ces sociétés nécessitera une mise en confiance dans les échanges avec les ingénieurs aéronautiques afin de ne pas brusquer ou freiner le travail de collaboration. Beaucoup d'informations sur les bruits dans et autour des avions (origines, niveau, spectres, répartition spatiale...) relèvent, en effet du secret industriel et nécessitera un travail de recherche quant au logiciel à mettre en place.

Afin d'obtenir un test fiable et « inattaquable » pour les professionnels de santé de l'aéronautique, une programmation du protocole de recherche sur plusieurs années sera à réfléchir.

Afin que celui-ci puisse être constructif et entre en vigueur, il est important de s'entourer de nombreux professionnels compétents dans ces domaines (médecine et aéronautique). Il faudra donc convaincre en premier lieu les institutions de l'aéronautique (DGAC<sup>24</sup>, DSAC<sup>25</sup>, CMAC<sup>26</sup>...). Ce qui fera l'objet d'un volet politique pour une uniformisation nationale et européenne, avec l'appropriation de nouvelles normes.

Cette évolution dans l'international devra faire l'objet d'une normalisation dans toutes les langues outre l'anglais. Ce qui sera un travail long et fastidieux.

Des préconisations dépassent le cadre de l'étude mais fixent des limites qui, si elles ne sont pas dépassées, ne permettront pas d'innover et progresser sur le plan des examens médicaux aéronautiques. L'intérêt n'est autre que de faire avancer la médecine aéronautique et d'affiner les tests audiométriques existants.

### 7

### Conclusion

Cet article s'appuie sur des recherches préliminaires qui mettent en exergue des dysfonctionnements dans l'application des méthodes d'évaluations existantes (E. Ceretto).

Les pratiques audiométriques recommandées par le règlement « Aircrew Part-MED » ne permettent pas de déterminer de manière significative l'acuité auditive des pilotes de ligne. Les normes imposées par les professionnels internationaux de l'audition relèvent des incohérences sur l'estimation de la valeur de la perte auditive et les critères de qualification d'une surdité légère. Les normes de l'aviation civile ne respectent pas ces préconisations.

Le résultat majeur qui ressort de cet article est la nécessité de revoir la norme existante pour ces professionnels.

Les tests d'intelligibilité, actuellement pratiqués ne sont guère significatifs, car ils ne permettent d'éliminer que des déficiences auditives déjà bien installées.

Un besoin de rigueur et de révision du niveau d'exigence audiométrique dans l'évaluation du sujet lors des examens médicaux s'avère nécessaire afin d'optimiser la sécurité des vols. Ainsi l'adaptation de tests spécifiquement aéronautiques serait totalement justifiée afin de fiabiliser les résultats.

Actuellement, les tests ne sont pas réalisés dans les conditions optimales puisque non représentatifs du mode de communication radiotéléphonique spécifique du milieu dans lequel évoluent les pilotes : limites fréquentielles inadaptées, test non enregistré, listes dissyllabiques de Fournier, bruit blanc, procédure fixe.

L'application de l'audiométrie vocale dans le bruit aurait pour intérêt d'évaluer le pilote dans les conditions réelles de son environnement de travail. Il n'a pas pour but de supprimer le test d'intelligibilité du pilote dos tourné à l'examinateur mais de réévaluer le candidat qui n'aurait pas de capacité auditive satisfaisante dans les conditions sus citées. En effet, cela pourrait avoir des répercussions sur sa capacité physique à poursuivre son activité de pilote de ligne.

Les tests pratiqués dans le bruit par les médecins ORL sont ceux couramment appliqués au grand public, avec les listes de Fournier. Sachant que ces listes ne font pas l'unanimité, il faudrait réadapter les tests actuels en créant des évaluations spécifiques à l'aéronautique, c'est ce que nous avons souhaité mettre en évidence à travers cet article.

### 8

### **Bibliographie**

Aircrew, règlement européen n°1178/2011 de la commission du 3 novembre 2011.

Arrêté du Ministre de l'Equipement et des transports N° 1209-09, sousannexe 1-A, partie 22 des normes d'aptitude médicale pour la délivrance d'un certificat médical de classe 1, 2009.

Bacon S.P., OPIE J.M., Montoya D.Y. Speech recognition thresholds in temporally complex backgrounds: effects of hearing loss and noise masking. J.Acoust.Soc.Am 95, 1994.

Bell T.S., Eisenberg L.S., Dirks D.D. Intelligibility of speech sounds in amplitude-modulated noise. J.Acoust.Soc.Am. 91 (4): 2361-2362, 1992.

Benejean M. Informatisation des productions d'information et des activités de communication dans les relations pilotes-contrôleurs : contradictions et reconfigurations entre technologies en projet et mises en pratiques. Thèse en vue de l'obtention du Doctorat de l'Université de Toulouse, 2013.

<sup>23.</sup> Les mots dissyllabiques de Fournier peuvent engendrer des résultats différents de ceux obtenus avec les listes aéronautiques.

<sup>24.</sup> Direction Général de l'Aviation Civile

<sup>25.</sup> Direction de la Sécurité de l'Aviation Civile

<sup>26.</sup> Conseil Médical de l'Aéronautique Civile



Brattico E., Kujala T., Tervaniemi M., Alku P., Ambrosi L., Monitillo V. Longterm exposure to occupational noise alters the cortical organization of sound processing. Neurophysiologie Clinique, V° 116, n°1, p 190-203, 2005.

Condamines A. (2008) Peut-on prévenir le risque langagier dans la communication écrite ? Langage et Société, 125, 77-97.

EASA (European Aviation Safety Agency). Acceptable means of Compliance (AMC) and guidance material (GM) to Part ATCO.AR Requierements for completent authorities.

Estienne F., Priérart B. (2006). Les Bilans de langage et de voix. Fondements théoriques et pratiques. Paris : Masson.

Estival, D. & Molesworth, B. (2012). Radio miscommunication: EL2 pilots in the Australian general aviation environment. Linguistics and the Human Sciences, 5.3, 351-378.

Falzon P., (1986). Langage opératifs et compréhension opérative. Thèse de Doctorat, Université Paris V-la-Sorbonne.

Fontan L., De la mesure de l'intelligibilité à l'évaluation de la compréhension de la parole pathologique en situation de communication. Thèse de Doctorat de l'Université de Toulouse 2 Le Mirail, 2012.

INRS. Activité, charge, de travail et stress du personnel navigant des compagnies aériennes. La situation dans les courts et moyens courriers. Document pour le Médecin du travail n°111, 2007.

John A.B., Kreisman B.M., Pallett S. Validity of hearing impairment calculation methods for prediction of self-reported hearing handicap. Noise and Health, 2012: 14:13-20.

Lopez S., Norme (s) et usage (s) langagiers : le cas des communications pilote-contrôleur en anglais. Thèse en vue de l'obtention du doctorat de l'Université Toulouse 2 le Mirail, 2013.

Lutman ME., Brown EL., Coles RR. Self reported disability and handicap in the population in relation to pure tone treshold, age, sex and type of hearing loss. Br J.Audiol. 1987; 21(1): 45-58.

Magnen C., Tardieu J., Fontan L., Gaillard P., Spanghero-Gaillard N. Une méthode d'évaluation de la compréhension orale par choix d'image : application à de la parole dégradée par simulation de la presbyacousie, JEP 2016, Jun 2016, Paris, France.

Mell, J. Etude des communications verbales entre pilote et contrôleur en situation standard et non-standard. Thèse de doctorat en Sciences du Langage: Université de Toulouse 2-Le Mirail, 1992.

Metzger L. Intérêt d'un test d'audiométrie vocale adapté à chaque patient. Mémoire du Diplôme d'État d'Audioprothésiste, Nancy, 2015.

Middelweerd M.J., Festen J.M., Plomp P. Difficulties with Speech Intelligibility in noise in spite of a normal pure-tone audiogram: original papers. Audiology, 1990 – P1-7. Taylor & Francis

OACI (Organisation de l'Aviation Civile internationale). (2010 (2004)). Manual on the implementation of ICAO language proficiency requirements. Doc 9835-AN/453. 2ème édition

OACI (Organisation de l'Aviation Civile internationale). Manuel de médecine aéronautique civile, 12.6 Evaluation de l'audition 6.2.5.6-Note 3.

Olsen W.O., Noffsinger D., Kurdziel S. Speech discrimination in quiet and in white noise by patients with peripheral and central lesions. Acta Otolaryngol. 80 (5-6): 375-82, 1975.

Smoorenburg GF. Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram. J.Acoust.Soc.Am, 1992.

Suter A.H. Speech recognition in noise by individuals with mild hearing impairments. J Acoust Soc Am, 78(3): 887-900, 1985.

pendant la grande guerre. Soframas, Tome 55 n°208/14, 2015.

TLFI, Trésor de Langue Française informatisé. https://www.le-tresor-de-la-langue.fr/definition/risque, 2013.

Vergely P. Communications peofessionnelles et usage de la langue naturelle : une question de risque (s) ? Les Enjeux de l'information et de la communication 2008/1 V°2008, pp 114-125.



### Des valeurs reconnues

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

### Des valeurs communes

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

### Des valeurs partagées

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

### **REJOIGNEZ LE RÉSEAU AUDILAB**

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















# Comparaison entre le RECD et le WRECD : impacts sur le SPLogramme

Agnès DELOUSTAU Audioprothésiste D.E., Ecole d'audioprothèse de Montpellier - Etudiante en Master « Neuroprothèses sensorielles et motrices », Université de Montpellier Mémoire réalisé sous la direction de M. Xavier BASCLE - Audioprothésiste D.E. - Master d'audiologie et Troubles du langage, et de Mme Cathy-Anne GUYON - Audioprothésiste D.E. - Master d'audiologie et Troubles du langage»

### 1

### Introduction

Différentes méthodes pour adapter les appareils auditifs peuvent être utilisées par les audioprothésistes. Dans les années futures, il va très certainement falloir justifier des réglages effectués et se référer à des données précises pour les expliquer aux patients. Ainsi, comme disaient David B. Hawkins et Jodi A. Cook en 2003, « si vous voulez connaître ce que réalise vraiment l'appareil auditif chez votre patient quand il le porte, vous devez réaliser des mesures in vivo ». La mesure in vivo (MIV) pourrait donc répondre à ces prérogatives. Elle permet de s'affranchir de la participation du sujet et tient compte des caractéristiques anatomiques de l'oreille du sujet.

Les seuils audiométriques en tonal sont donnés en dB HL et les réglages fabricants en dB SPL. Or, une des méthodes de préréglages les plus répandues, DSL, existant depuis 1991 et se référant aux écrits de Pascoe (1978), tient compte des niveaux de pression sonore mesurés en dB SPL. La méthode DSL est à l'origine de la notion de SPLogramme développée notamment par Richard C. Seewald et par le Dr Susan Scollie dans le domaine pédiatrique. Le SPLogramme est un audiogramme exprimé en dB SPL en fonction de la fréquence. Pour passer du dB HL au dB SPL, il faut utiliser une fonction de transfert parmi plusieurs qui sont toutes reproductibles et fiables entre elles. En pratique, la fonction de transfert la plus répandue est celle comprenant le RECD et le RETSPL. Le RECD, exprimé en dB, correspond à la différence entre le niveau de pression acoustique mesuré au niveau du tympan du sujet, en dB SPL et le niveau de pression acoustique obtenue au coupleur 2cc, en dB SPL. Le coupleur 2cc a été conçu au départ pour reproduire la réponse d'un appareil auditif dans l'oreille humaine. Quant au RECD qui est rattaché à la MIV, sa procédure de mesure n'a été standardisée qu'en 2013 (norme ANSI S3.46-2013) et en 2015 (norme IEC 61669-2015). Les valeurs du RECD peuvent être mesurées sur le sujet ou être égales à des valeurs statistiques qui ont été établies en fonction de l'âge par Bagatto et al, en 2002 et en 2005. La mesure du RECD dans la pratique de l'audioprothésiste permettrait d'apporter plus de précisions dans les réglages.

Cependant, le coupleur 2cc et donc la mesure du RECD présentent des points faibles. Le RECD est influencé par le volume et la longueur du conduit auditif externe comme l'a expliqué Harvey Dillon dans son livre Hearing Aids. Le coupleur de 2 cm3 ne symbolise pas vraiment le volume réel de la cavité résiduelle d'une oreille humaine qui est de 0,5 cm3 en moyenne chez l'adulte (Johansen, 1975). De plus, la fonction de transfert des dB HL aux dB SPL utilisant le RECD serait entachée d'une marge d'erreur interindividuelle comme l'ont exposé Valente et al, en 1994 ainsi que Saunders et Morgan, en 2003. Ces différences sont encore plus marquées chez les enfants. Ainsi, depuis 2016 est sorti un nouveau coupleur nommé 0,4cc (0,4 cm3). Celui-ci se rapprocherait davantage du volume réel de la

cavité résiduelle et permettrait d'avoir des mesures avec moins de variabilité d'un sujet à un autre.

Notre étude cherchait donc à savoir si l'utilisation du nouveau coupleur 0,4cc pourrait apporter des avantages par rapport au coupleur conventionnel 2cc dans la pratique du métier d'audioprothésiste pour l'obtention du SPLogramme chez l'enfant et chez l'adulte. Pour se faire, nous avons commencé par déterminer les seuils audiométriques en dB HL via les inserts. Ensuite, nous avons comparé la mesure du RECD sur coupleur 2cc par rapport à celle sur coupleur 0,4cc qui est appelée WRECD « Wideband Real Ear to Coupler Difference ». A partir de ces données récupérées et des fonctions de transfert, nous avons établi les seuils audiométriques en dB SPL et nous avons analysé leur différence.

### 2

### Matériel et méthode

### 2.1. Sujets testés

Les sujets ont été recrutés dans le cadre d'un rendez-vous de contrôle ou bien au cours de la période d'essais lors d'une première adaptation ou d'un renouvellement d'appareillage. Au total, nous avons pu tester **259 oreilles**. Parmi nos sujets, il y avait **deux échantillons de populations malentendantes** bien distinctes, à savoir :

- Les ADULTES, âgés de 20 ans au minimum et de 97 ans au maximum avec une moyenne d'âge globale de 76,5 ans et un écart-type global de 13,7 ans. Ils comprenaient 62 femmes et 51 hommes. Leur PTA moyenne valait 49,6 dB HL avec un écart-type de 15,7 dB HL. 215 oreilles ont été testées chez les adultes.
- Les ENFANTS, âgés de 2 ans au minimum et de 17,5 ans au maximum avec une moyenne d'âge globale de 9,8 ans et un écart-type global de 3,6 ans. Ils regroupaient 11 filles et 13 garçons. La perte auditive moyenne était égale à 66,7 dB HL en moyenne avec un écart-type de 21,7 dB HL. 44 oreilles ont été mesurées chez les enfants.

<u>Critères d'exclusion</u>: La présence d'un bouchon de cérumen, une aplasie majeure ou mineure, une perforation tympanique ou toute autre malformation du conduit auditif externe qui générerait l'insertion du tube sonde.

### 2.2. Matériel utilisé

Notre étude s'est déroulée dans deux laboratoires d'audition différents. Les sujets adultes ont été recrutés à Nîmes et les sujets enfants à Montpellier. Sur chaque lieu, nous disposions de l'intégralité du matériel nécessaire au bon déroulement des mesures. Nous devions juste transporter la chaîne de mesure Verifit2 d'un centre à l'autre. Pour mener à bien nos mesures, nous avons eu besoin du matériel suivant :



- Un otoscope Mini 3000 à fibres optiques LED de chez Heine et/ou avec le vidéo-otoscope Viot™ de chez Interacoustics pour avoir une meilleure observation du conduit auditif externe.
- Des écouteurs E-A-RTONETM 3A Insert Earphone de chez 3M et d'impédance acoustique 10 ohms. Ils sont reliés par des tubes longs calibrés en diamètre et en longueur à des embouts mousses 14A (pour les conduits auditifs standards), 14B (pour les conduits auditifs étroits) ou 14C (pour les conduits auditifs larges). Ce système servait à l'audiométrie aux inserts.
- La chaîne de mesure Affinity 2.0 de chez Interacoustics avec le module REM pour obtenir le RECD chez les adultes.
- La chaîne de mesure New Aurical de chez Otometrics avec le collier FreeFIT et le module PMM du logiciel Otosuite pour mesurer le RECD chez les enfants.
- La Verifit2 de chez Audioscan pour l'obtention du WRECD chez les sujets adultes et enfants. Cette nouvelle chaîne de mesure produite au Canada et distribuée par Auritec a été la première sur le marché à utiliser un coupleur 0,4cc. Pour pouvoir mener à bien nos mesures comparatives, la Verifit2 a été louée pendant toute la durée de l'étude.



Figure 1 - Chaîne de mesure Verifit2, Audioscan (Source : site internet Auritec)

- Le **coupleur 2cc en configuration HA1**. La mesure du RECD et l'audiométrie aux inserts se réalisent avec deux écouteurs différents qui n'ont pas la même impédance acoustique et qui entraineront une marge d'erreur (Munro et Salisbury, 2002).

Pour minimiser au maximum cela, la mesure du RECD doit être faite avec un embout mousse et avec le coupleur 2cc en configuration HA1 (Munro et Davis, 2003). En effet, l'obtention du niveau SPL au tympan via la mesure du RECD est plus prédictive avec le coupleur HA1 qu'avec le coupleur HA2 (Munro et Millward, 2006).

 Le coupleur 0,4cc en configuration HA1 également pour pouvoir comparer la mesure du WRECD avec celle du RECD faite au coupleur 2cc-HA1. Il existe peu de différences entre le coupleur de Zwislocki (simulateur d'oreille) et le coupleur de 0,4cc (Popelka et al, 2016).





Figure 2 - Coupleur 0,4cc-HA1 (à gauche, en gris) et Coupleur 2cc-HA1 (à droite, en bleu) (Avec les flèches noires montrant la profondeur de chaque coupleur)

- Des tubes sondes à microphone de type A de chez Sanibel (embout gris).
- Un haut-parleur sur chaque chaîne de mesure pour calibrer les tubes sondes avant chaque mesure.

### 2.3. Protocole expérimental

Avant de commencer nos mesures, au préalable, tout le matériel utilisé a été vérifié et recalibré au besoin. Notre protocole expérimental durait environ 20 à 25 minutes chez l'adulte, voire un peu plus chez l'enfant. C'était le même pour les deux échantillons de populations testés, à la seule différence que la mesure du RECD était faite avec la chaîne de mesure Affinity pour les adultes et avec l'Aurical pour les enfants.

Notre protocole comprenait trois grandes étapes : l'audiométrie aux inserts, la mesure du RECD et celle du WRECD. L'ordre de passation des tests changeait d'un sujet à l'autre. Les mesures du RECD et du WRECD étant fiables et reproductibles, les tests se sont faits en une seule session pour chaque sujet. Le protocole expérimental s'est déroulé de la manière suivante :

### - L'otoscopie

Avant de commencer les tests, il fallait vérifier qu'il n'y avait pas de bouchon de cérumen, ni de malformation du conduit auditif externe. Cette observation nous permettait également de nous faire une idée de la forme et de la taille du méat externe afin de choisir le bon diamètre de l'embout mousse (14A, 14B ou 14C).

### - L'audiométrie aux inserts

Toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz par bande d'octave et pour les fréquences intermédiaires 750, 1500, 3000 et 6000 Hz ont été testées. Concernant les sujets enfants, les plus jeunes étant âgés de 2 ans, ils étaient tous pratiquement conditionnés et avaient donc déjà l'habitude de faire des audiométries tonales. Le TV show a été utilisé pour obtenir les seuils audiométriques en tonal (en dB HL).

### - La mesure du RECD

A partir des écrits de Bagatto (2001) et de l'article de Scollie (2016), nous avons établi la démarche à suivre pour mesurer le RECD. La configuration HA1 du coupleur 2cc avec embout mousse est la norme recommandée chez les adultes et pouvant être également utilisée chez enfants âgés de plus d'un an. L'audiométrie aux inserts ayant été faite avec des embouts mousses et la fonction de transfert dB HL -> dB SPL devant être homogène pour être exploitable, la mesure du RECD s'est pratiquée avec des embouts mousses.

Une fois la calibration des tubes sondes effectuée avec l'Affinity (pour les adultes) ou avec l'Aurical (pour les enfants), nous procédions à la mesure du RECD en tenant compte de la formule suivante :

### RECD (dB) = dB SPL (CAE) - dB SPL (Coupleur 2cc)

Remarque: La courbe de réponse de l'étape « coupleur » est toujours la même. En effet, elle fait référence au coupleur 2cc dont son volume de 2 cm3 est constant. Ainsi, lors de la mesure du RECD, seule la courbe de réponse de l'étape « oreille réelle » variait d'un sujet à l'autre.

### **Etape COUPLEUR du RECD:**

Quel que soit la chaîne de mesure, le principe de l'étape « coupleur » reste le même. Le microphone de mesure du casque in vivo était relié via un tube de diamètre et de longueur bien définis (tube à

RECD) à un embout mousse placé au niveau du coupleur 2cc-HA1. Le montage « mousse/coupleur » devait être parfaitement étanche et hermétique. L'étape « coupleur » du RECD correspondait donc à la mesure du niveau de pression acoustique dans le coupleur 2cc.

### **Etape OREILLE REELLE du RECD:**

Nous devions faire attention au placement du tube sonde dans le conduit auditif externe du sujet. La profondeur d'insertion pour les sujets adultes était d'environ 25 mm. Le tube sonde était inséré plutôt en bas du méat auditif externe avec la bague noire du tube sonde au niveau du tragus. Quant aux sujets enfants, nous avions une autre technique pour trouver la bonne longueur d'insertion des tubes sondes.

Afin de s'assurer de la bonne profondeur du tube sonde dans le conduit auditif externe, le gain naturel de l'oreille ou gain éthymotique (REUG) était mesuré. En faisant très attention de ne pas déplacer le tube sonde déjà en place, nous venions insérer l'embout mousse dans le méat auditif externe du sujet. La mousse était correctement positionnée quand elle était enfoncée de 2 à 3 mm après l'entrée du conduit auditif externe. Il fallait choisir le bon diamètre d'embout mousse pour avoir la meilleure étanchéité possible entre la mousse et le conduit auditif externe du sujet. La mesure du RECD se faisait oreille par oreille.

### - La mesure du WRECD

Une fois par semaine, nous procédions à la calibration de la Verifit2 qui était gardée en mémoire. A la différence des chaînes de mesure Aurical et Affinity, il n'était pas nécessaire de calibrer les tubes sondes à chaque fois. Pour mettre au point le protocole de la mesure du WRECD, nous nous sommes inspirés de celui du RECD et de l'article de Vaisberg et al, publié en 2018. Nous avons également utilisé la méthode de la norme ANSI S3.46 du manuel d'utilisation de la chaîne de mesure Verifit2.

Comme pour la mesure du RECD, l'obtention du WRECD repose sur deux étapes : « coupleur » et « oreille réelle ». Celles-ci sont très semblables à celles de la mesure du RECD. Le WRECD est régi par une formule comme le RECD excepté qu'il tient compte cette fois-ci d'un autre coupleur, le 0,4cc :

WRECD (dB) = dB SPL (CAE) - dB SPL (Coupleur 0,4cc)

### **Etape COUPLEUR du WRECD:**

Le montage sur coupleur avec la Verifit2 différait de celui avec l'Aurical et l'Affinity. Le signal sonore était directement envoyé dans le coupleur et donc plus besoin de tube RECD comme avec l'étape « coupleur » de la mesure du RECD. Cela permettait d'avoir une meilleure étanchéité avec moins de risque de fuite surtout dans les basses fréquences. Pour rappel, le coupleur 0,4cc était utilisé en configuration HA1 comme pour le coupleur 2cc.

Comme pour l'étape « coupleur » de la mesure du RECD, la courbe de réponse en fréquence était considérée comme identique quel que soit le sujet testé. Le volume 0,4 cm3 du coupleur ne fluctuant pas, nous avions très sensiblement toujours les mêmes valeurs.

### **Etape OREILLE REELLE du WRECD:**

Le principe reste ici le même que pour l'étape « oreille réelle » de la mesure du RECD. Dans l'oreille du sujet testé, nous positionnions en premier le tube sonde et ensuite l'embout mousse. Il fallait faire très attention de ne pas déplacer la sonde au moment de l'insertion de la

mousse. Le signal sonore était envoyé dans le méat auditif externe occlus par l'embout mousse. Puis, le tube sonde microphonique récupérait la réponse de l'oreille au niveau du tympan. Nous mesurions ainsi le niveau de pression sonore atteint dans le conduit auditif externe du sujet testé.

Le casque in vivo de la chaîne de mesure Verifit2 est différent de ceux utilisés avec l'Affinity ou l'Aurical. La sortie de l'écouteur de la Verifit2 était directement reliée à l'embout mousse sans passer par l'intermédiaire d'un tube standardisé comme pour la mesure du RECD.

Remarque: Afin d'avoir des mesures du RECD et du WRECD robustes et fiables, il nous a fallu respecter scrupuleusement les points suivants:

- Le couplage acoustique HA1-embout mousse devait être gardé à chaque étape du protocole,
- Le type d'embout mousse choisi (14A, 14B, 14C) devait rester le même,
- Il fallait faire attention au bruit de fond et,
- Il fallait expliquer les tests avant de commencer et rassurer au besoin les sujets surtout les enfants

### - L'obtention du SPLogramme

Une fois toutes nos données récoltées, triées et classées pour nos deux échantillons de populations « adultes » et « enfants », nous avons établi le SPLogramme en calculant les seuils auditifs liminaires, en dB SPL. Pour cela, nous avons utilisé les formules des fonctions de transfert suivantes :

### (1) dB SPL = dB HL (inserts) + RECD 2cc + RETSPL 2cc

Remarque : RETSPL (Reference Equivalent Treshold Sound Pressure Level) = Niveau de référence équivalent de pression acoustique liminaire, correspond aux valeurs de la norme ISO 389 et ANSI 3.6. Le RETSPL permet la conversion des dB HL en dB SPL. Ces valeurs sont différentes en fonction de la fréquence, du transducteur et du coupleur utilisés.

Concernant les nouvelles normes en vigueur, le volume standardisé est celui du coupleur 2cc en configuration HA1.

# (2) dB SPL = dB HL (inserts) + WRECD 0,4cc + RETSPL 0,4cc (3) dB SPL = dB HL (inserts) + WRECD 0,4cc + RETSPL 2cc + $\Delta$ 0,4-2cc

Remarque : «  $\Delta$ 0,4-2cc » représente la différence entre les étapes « coupleur » de la mesure du WRECD et de la mesure du RECD. Autrement dit, c'est la variation entre les valeurs du WRECD mesuré et celles du RECD mesuré pour chaque fréquence testée. Dans le futur, si le coupleur 0,4cc venait à se justifier, nous pourrions utiliser directement l'équation (2). A l'heure actuelle, la norme ANSI travaille toujours sur les valeurs RETSPL au coupleur 0,4cc.

### 3

### Résultats et discussion

Afin de mieux comprendre les résultats obtenus ci-après, nous précisons la signification des lettres suivantes : « n » pour le nombre d'individus étudiés, « m et m' » pour faire référence à des moyennes, « s et s' » pour les écart-types. De plus, tous les intervalles de confiance seront donnés avec un risque d'erreur consenti de 5%.



### 3.1. Etude du RECD et du WRECD

### - Variation du RECD

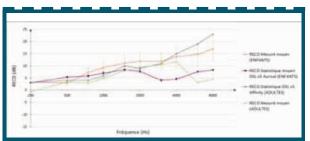


Figure 3 - Variation du RECD en fonction de la fréquence chez les échantillons

**ADULTES et ENFANTS** 

En abscisses : la fréquence, en Hz

En ordonnées : le RECD, en dB

n = 259 oreilles testées dont 215 adultes et 44 enfants

Les barres d'erreur verticales représentent les intervalles de confiance du RECD mesuré moyen pour une erreur consentie de 5%. Si les intervalles de confiance se chevauchent, c'est non significatif. Dans le cas contraire, ce sera significatif.

### Pour les sujets ADULTES :

La courbe du RECD statistique obtenue à partir de la chaîne de mesure Affinity suivait bien l'évolution de celle établie par la norme ANSI S3.46-2013 pour la configuration « coupleur 2cc-HA1 et embout mousse », à savoir :

- Le RECD prévu « HA1-mousse » augmentait avec la fréquence.
- Toutes les valeurs du RECD statistique « adultes » de 250 à 8000 Hz étaient positives. Elles allaient de 3 à 23 dB environ contre 4 à 18 dB environ pour la norme ANSI.
- Quant à la courbe du RECD mesuré moyen que nous avons obtenue, elle était bien comprise dans la zone de variabilité des mesures du RECD exposées par Saunders et Morgan, en 2003.

D'après nos résultats, le RECD mesuré « adultes » était en dessous du RECD statistique « adultes » et suivait relativement bien l'évolution de ce dernier sans toutefois y être accolé. Il y avait notamment une différence à 250, 6000 et 8000 Hz. La chute des valeurs mesurées à 250 Hz pourrait s'expliquer par un manque d'étanchéité entre l'embout mousse et le conduit auditif externe. En effet, cela serait dû au tube sonde qui prendrait une certaine place entre la mousse et le conduit auditif externe comme l'a expliqué Bech en 2007.

Quant à la différence de 16 à 18 dB entre RECD mesuré et RECD statistique dans les hautes fréquences, elle pourrait avoir diverses explications. Tout d'abord, cela pourrait être dû à un problème de calibration de la chaîne de mesure Affinity mais nous aurions partout une diminution importante du RECD mesuré par rapport au RECD prévu sur toutes les fréquences. De plus, l'Affinity venait tout juste d'être renouvelée avant d'entamer nos tests. Autre explication possible, cette différence serait liée à un problème d'étalonnage du coupleur 2cc. Or, nous avons vérifié cela et nous avons bien retrouvé des niveaux sonores approchant le seuil normal d'audition lorsqu'un signal 0 dB HL est envoyé pour toutes les fréquences de test. Enfin, la dernière et la plus envisageable des explications serait le positionnement du tube sonde dans le méat auditif externe. En effet, en 1994, Moodie et al ont démontré que placer la sonde au plus proche du tympan permettait de réduire et de minimiser la réverbération du son sur le tympan. Siegel, en 1994, a précisé que le placement du tube sonde avait surtout une importance dans les fréquences supérieures à 2000 Hz. Johansen (1975) ainsi que Zemplenyi et al (1995) avaient mesuré les dimensions du conduit auditif externe chez les adultes. Ils avaient trouvé 25 mm pour les hommes et 24 mm pour les femmes. Or, lors de nos mesures, la sonde a été placée arbitrairement à 25 mm. Nous étions donc relativement proches du tympan mais peut-être que cela n'était pour autant pas assez suffisant.

### **Pour les sujets ENFANTS:**

La courbe du RECD statistique présentait la même évolution que celle établie par Moodie et al, en 2016 avec une valeur maximale autour des 10 dB à 1000 Hz et pour une configuration « embout mousse-HA1 ».

Le RECD varie en fonction du volume et de la longueur du méat auditif externe comme l'a expliqué Harvey Dillon en 2012. En effet, Bagatto et al, en 2005, ont montré que la mesure du RECD évoluait jusqu'à l'âge de 10 ans environ. Plus l'enfant vieillit, plus le volume de son conduit auditif externe diminue et plus les valeurs du RECD vont s'abaisser. Ainsi, d'après la figure 3 de notre étude, la courbe du RECD mesuré moyen chez les enfants était au-dessus de celle chez les adultes et correspondait bien aux résultats trouvés par Bagatto et al (2002) et Munro et David (2003).

L'étude de Bagatto et al (2002) a également montré qu'il existait une importante variabilité du RECD entre les sujets enfants, surtout à 4000 Hz. Or, nous retrouvons ces résultats avec les barres d'erreur du RECD mesuré moyen qui étaient plus importantes chez les enfants que chez les adultes. Ainsi, d'après notre étude, plus la fréquence augmentait, plus il y avait de disparités entre les mesures du RECD chez les enfants testés.

### - Variation du WRECD

Que ce soit chez les enfants ou chez les adultes, les valeurs du WRECD mesuré étaient inférieures à celles du RECD mesuré. Dans son mémoire de fin d'études (2018), Caroline Leducque avait également eu cette même constatation.

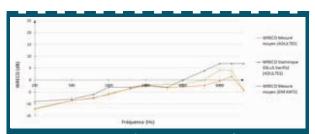


Figure 4 - Variation du WRECD en fonction de la fréquence chez les échantillons

**ADULTES et ENFANTS** 

En abscisses : la fréquence, en Hz

En ordonnées : le WRECD, en dB

n = 259 oreilles testées dont 215 adultes et 44 enfants

Les barres d'erreur verticales représentent les intervalles de confiance du WRECD mesuré moyen pour une erreur consentie de 5%. Si les intervalles de confiance se chevauchent, c'est non significatif. Dans le cas, contraire, ce sera significatif.

Concernant les adultes, comme pour le RECD statistique, le WRECD statistique augmentait avec la fréquence. Nos résultats concordent avec ceux établis par Vaisberg et al en 2018. Le WRECD statistique « adultes » varie de -9 à +7 dB entre 250 et 12500 Hz. Nous retrouvons ces valeurs dans l'étude de Xavier Delerce (2017). Les courbes du WRECD mesuré moyen « adultes » et « enfants » s'approchaient du WRECD prévu « adultes » sans s'y accoler pour autant, excepté entre 1500 et 3000 Hz.



De plus, les WRECD mesurés moyens « adultes » et « enfants » étaient quasiment accolés jusqu'à 2000 Hz à la différence des RECD mesurés moyens. Quant au WRECD mesuré moyen « enfants », il était en dessous de celui des adultes alors que c'était le contraire avec le RECD. A partir de 10000 Hz, nous avions une chute des courbes du WRECD mesuré « adultes » et « enfants » par rapport au WRECD prévu. Cette différence de 11 dB entre WRECD mesuré et WRECD statistique est moins importante dans l'étude de Xavier Delerce (2017) mais elle est quand même présente.

Par ailleurs, les courbes du WRECD mesuré chez les adultes et les enfants de notre étude tendaient vers 0 dB excepté dans les très hautes fréquences. Ce résultat est très intéressant car 0 dB correspond à une absence de différence entre les mesures faites à l'oreille réelle et au coupleur. Ainsi, pour un audioprothésiste n'utilisant pas la mesure in vivo, il pourrait très bien faire ses réglages au coupleur 0,4cc. Toutefois, dans les basses fréquences, les valeurs du WRECD mesuré étaient très négatives. Ceci serait peut-être lié au fait que le coupleur 0,4cc ne rendrait pas bien compte des fuites acoustiques liées aux structures anatomiques et à l'impédance du tympan.

Enfin, les variations interindividuelles chez les adultes pour le WRECD mesuré étaient très faibles comme pour le RECD mesuré. Cependant, dans les hautes fréquences, à partir de 6000 Hz, il y avait encore moins de disparités d'un adulte à un autre avec la mesure du WRECD qu'avec le RECD. Il faut rester prudent sur ce point-là car dans les hautes fréquences, il faut vraiment faire attention au bon positionnement du tube sonde pour éviter de mesurer des nœuds de pression acoustique. Chez les enfants testés, il y avait moins de variations interindividuelles du WRECD que du RECD notamment dans les hautes fréquences.

### 3.2. Comparaison RECD versus WECD

Différence entre le RECD mesuré moyen et le WRECD mesuré moyen

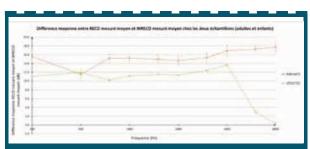


Figure 5 - Différence moyenne entre le RECD mesuré moyen et le WRECD mesuré moyen chez les échantillons ADULTES et ENFANTS En abscisses : la fréquence, en Hz

En ordonnées : la différence moyenne entre RECD mesuré moyen et WRECD mesuré moyen, en dB

n = 259 oreilles testées dont 215 chez les adultes et 44 chez les enfants

Pour les 215 oreilles adultes, différence RECD/WRECD moyenne m = 9,6 dB et écart-type s = 4,4 dB, avec un intervalle de confiance de la différence RECD/WRECD compris entre 9,1 et 10,2 dB

Pour les 44 oreilles enfants, différence RECD/WRECD moyenne m' = 15,4 dB et écart-type s' = 1,7 dB, avec un intervalle de confiance de la différence RECD/WRECD compris entre 14,9 et 15,9 dB

Les barres d'erreur verticales représentent les intervalles de confiance de la différence entre RECD mesuré moyen et WRECD mesuré moyen pour une erreur consentie de 5%. Si les intervalles de confiance se chevauchent, c'est non significatif. Dans le cas, contraire, ce sera significatif.

### **Pour les sujets ADULTES:**

Les valeurs du RECD sur coupleur 2cc par rapport à celles sur coupleur 0,4cc étaient supérieures de 9,6 dB en moyenne avec un intervalle de confiance allant de 9,1 à 10,2 dB. La valeur moyenne de 9,6 dB ne correspond pas tout à fait à celles obtenues dans le mémoire de Caroline Leducque et lors de l'étude de Xavier Delerce. En effet, ils avaient obtenu respectivement une différence entre RECD et WRECD mesurés de 13.9 dB et de 13.7 dB. Or. comme expliquait précédemment, si la sonde a été placée trop loin du tympan, les valeurs à 6000 et 8000 Hz ont pu être faussées et diminueront la moyenne du Δ2cc-0,4cc. En effet, si les données à 6000 et 8000 Hz sont exclues, le RECD mesuré est alors supérieur de 11,6 dB en moyenne par rapport au WRECD mesuré. De plus, nous avons déterminé que la différence entre les RECD et le WRECD mesurés était significative pour toutes les fréquences de 250 à 6000 Hz excepté à 8000 Hz. En se basant sur une autre méthode d'analyse (test de Wilcoxon), Caroline Leducque avait trouvé également que la différence entre RECD et WRECD mesurés était significative pour toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz.

### Pour les sujets ENFANTS :

Le RECD mesuré moyen était en moyenne supérieure au WRECD mesuré moyen de 15,4 dB avec un intervalle de confiance de 14,9 à 15,9 dB. La valeur moyenne de 15,4 dB se rapproche davantage des résultats obtenus par Caroline Leducque et Xavier Delerce. De plus, en calculant la différence entre les RECD mesurés sur coupleur 2cc et sur 0,4cc, nous avons déterminé que celle-ci était significative pour toutes les fréquences de 250 à 6000 Hz même à 8000 Hz. Enfin, pour chaque fréquence, nous avions davantage de variations interindividuelles de la différence RECD/WRECD que chez les adultes.

### - Corrélation RECD et WRECD

En utilisant le test de Shapiro-Wilk, les mesures du RECD et du WRECD sur les sujets « adultes » et « enfants » ne suivent globalement pas une loi normale. Nous cherchons maintenant à savoir si un changement du RECD entraine une modification du WRECD.

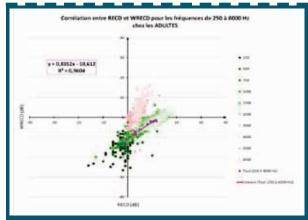


Figure 6 - Corrélation entre RECD et WRECD de 250 à 8000 Hz chez les ADULTES  $\,$ 

En abscisses : le RECD mesuré moyen, en dB En ordonnées : le WRECD mesuré moyen, en dB n = 215 oreilles testées



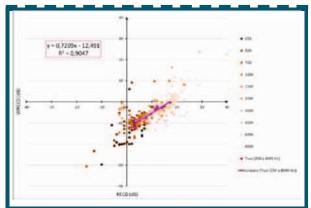


Figure 7 - Corrélation entre RECD et WRECD de 250 à 8000 Hz chez les ENFANTS

En abscisses : le RECD mesuré, en dB En ordonnées : le WRECD mesuré, en dB n = 44 oreilles testées

### Pour les sujets ADULTES :

Avec une pente positive égale à 0,8352, les RECD et WRECD mesurés étaient bien corrélés pour toutes les fréquences sauf à 6000 et 8000 Hz où les nuages de point étaient éloignés de la courbe de tendance linéaire. Ainsi, quand le RECD augmentait de 1 dB, le WRECD semblait croître de 0,8352 dB. Cela s'observe également avec le coefficient de détermination de la courbe de tendance, R² qui valait 0,9604 et qui tendait donc vers 1. Dans les basses fréquences, le WRECD et le RECD étaient négatifs. Ainsi, le WRECD augmentait moins vite que le RECD quand la fréquence augmentait. Nos résultats sont concordants avec ceux obtenus dans le mémoire de Caroline Leducque, à savoir une forte corrélation entre le RECD et le WRECD avec des coefficients de corrélation moins bons à 6000 et 8000 Hz.

### Pour les sujets ENFANTS :

D'après l'équation de la courbe de tendance linéaire pour les fréquences de 250 à 8000 Hz, la pente positive était égale à 0,7209. Donc, les RECD et WRECD mesurés moyens étaient également bien corrélés comme pour les adultes. Quand le RECD augmentait de 1 dB, le WRECD semblait croître de 0,7209 dB. Le coefficient de détermination de la courbe de corrélation linéaire, R², valait 0,9047 et tendait donc vers 1. Or, plus R² tend vers 1 et plus les deux variables sont corrélées. Cependant, le WRECD et le RECD semblaient davantage corrélés chez les enfants que chez les adultes car la corrélation était présente pour toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz. Les sondes devaient être plus proches du tympan chez les enfants que chez les adultes.

### 3.3. Etude des seuils audiométriques obtenus en dB SPL

En utilisant les différentes formules des fonctions de transfert exposées précédemment (cf 2.3 PROTOCOLE EXPERIMENTAL), nous avons comparé les seuils audiométriques en dB SPL.

Les seuils audiométriques **dB SPL WRECD** mesuré tenaient compte du **RETSPL 2cc et du**  $\Delta 2$ **cc-0,4cc**. Quant aux seuils audiométriques dB SPL WRECD mesuré BIS, ils correspondaient aux niveaux sonores obtenus en utilisant directement le **RETSPL 0,4cc prévisionnel** (cf formule équation (2)). Il a donc fallu distinguer les courbes audiométriques dB SPL WRECD mesuré moyen et dB SPL WRECD mesuré BIS moyen.

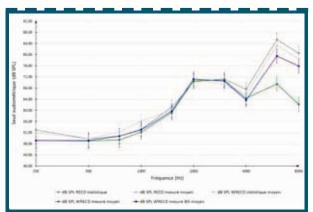


Figure 8 – Seuils audiométriques en dB SPL chez les ADULTES En abscisses : la fréquence, en Hz

En ordonnées : les seuils audiométriques moyens, en dB SPL n = 215 oreilles testées, pour certaines fréquences, nous avons des données manquantes

Les barres d'erreur verticales représentent les intervalles de confiance des seuils audiométriques moyens pour une erreur consentie de 5%. Si les intervalles de confiance se chevauchent, c'est non significatif. Dans le cas, contraire, ce sera significatif.

### - Comparaison dB SPL RECD statistique et dB SPL RECD mesuré moven

### Pour les sujets ADULTES :

La différence entre les niveaux sonores obtenus en dB SPL avec le RECD statistique et le RECD mesuré moyen était non significative jusqu'à 4000 Hz et significative à 6000 et 8000 Hz. Or, comme expliquait précédemment, nos mesures du RECD ont pu être entachées d'imprécisions dues à un positionnement un peu trop éloigné du tube sonde par rapport à la membrane tympanique.

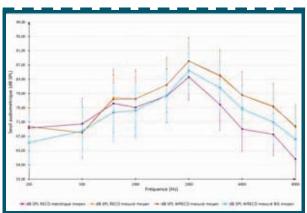


Figure 9 – Seuils audiométriques en dB SPL chez les ENFANTS <u>En abscisses : la fréquence, en Hz</u>

En ordonnées : les seuils audiométriques moyens, en dB SPL n = 44 oreilles testées, pour certaines fréquences, nous avons des données manquantes

Les barres d'erreur verticales représentent les intervalles de confiance des seuils audiométriques moyens pour une erreur consentie de 5%. Si les intervalles de confiance se chevauchent, c'est non significatif. Dans le cas, contraire, ce sera significatif.

### Pour les sujets ENFANTS :

A contrario des adultes, la différence entre ces niveaux sonores était non significative à toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz.

### - Comparaison dB SPL RECD mesuré moyen et dB SPL WRECD mesuré moyen

Que ce soit pour les adultes ou pour les enfants, la différence entre les seuils audiométriques en dB SPL n'était pas significative pour toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz. Même si les mesures du RECD et du WRECD présentaient une différence de 9,6 dB (chez les adultes) et 15,4 dB (chez les enfants), celle-ci a été compensée. En effet, dans la formule du dB SPL WRECD mesuré moyen, le  $\Delta 0,4$ -2cc tenait compte de la différence entre RECD et WRECD mesurés moyens. Dans une autre étude, il avait également été montré que les niveaux sonores en dB SPL calculés avec le RECD et le WRECD étaient relativement identiques.

### - Comparaison dB SPL WRECD mesuré moyen et dB SPL WRECD mesuré BIS moyen

### Pour les sujets ADULTES :

La différence entre ces seuils audiométriques n'était pas significative pour toutes les fréquences sauf à 6000 et 8000 Hz. Il faut rester prudent quant à cette observation car les valeurs obtenues à ces deux fréquences ont pu être facilement faussées. En effet, il se peut que le tube sonde se soit déplacé après insertion de l'embout mousse même si nous avons essayé d'être très rigoureux. Ce point avait été soulevé par Agathe Rondot dans son mémoire de fin d'études. Elle avait notamment testé différentes profondeurs d'insertion de l'embout mousse dans le conduit auditif externe afin de savoir si cela avait un impact important ou non sur le SPLogramme.

### Pour les sujets ENFANTS :

Chez les enfants, même si nous avions une différence moyenne de 3,6 dB entre les niveaux sonores tenant compte du WRECD mesuré moyen et du WRECD mesuré BIS moyen, celle-ci n'était pas significative lorsque l'analyse est faite fréquence par fréquence. Il serait donc possible d'utiliser n'importe laquelle des deux formules exposées. Nous pourrions même envisager que le « RETSPL 0,4cc » soit environ égal au « RETSPL 2cc +  $\Delta$ 0,4-2cc ».

### - Comparaison dB SPL RECD statistique et dB SPL WRECD statistique

En se basant sur la prescription DSLv5, nous avons obtenu les valeurs statistiques du RECD et du WRECD chez l'adulte. Cette comparaison de niveaux sonores était surtout intéressante pour les adultes. En effet, Nadège Durand avait conclu de son mémoire que l'utilisation du RECD mesuré pour le tout-venant adulte n'était pas si justifié que cela, à la différence de l'enfant où il serait vigoureusement conseillé de mesurer le RECD individuellement. Elle recommandait de renseigner quand même le RECD statistique pour les réglages chez les adultes. Ainsi, nous avons voulu savoir si nous pouvions plutôt utiliser le WRECD statistique que le RECD statistique pour les réglages et si cela avait un intérêt. Or, encore une fois, la différence entre ces deux données n'était pas significative pour toutes les fréquences de 250 à 8000 Hz.

### **LIMITES DE NOTRE ETUDE :**

- Les mesures du RECD et du WRECD ont été réalisées sur des chaînes de mesure différentes.
- → Utiliser une seule chaîne de mesure pour le RECD et le WRECD permettrait d'alléger le protocole. Ainsi, il y aurait moins de changement du positionnement du tube sonde et de l'insertion de l'embout mousse d'une étape à l'autre.

- → Avoir une seule chaîne de mesure permettrait d'avoir la même calibration des tubes sondes en champ libre. On aurait également une mesure plus similaire entre le RECD et le WRECD (même étalonnage de la chaîne de mesure, même impédance de l'écouteur, etc.).
- De plus, l'écouteur externe de la Verifit2 sur lequel venait se mettre l'embout mousse avait tendance à le tirer et à le faire ressortir très légèrement du méat auditif externe.
- Enfin, pour le calcul des seuils audiométriques en dB SPL avec WRECD mesuré BIS, nous avons utilisé les normes RETSPL 0,4cc prévisionnelles. Elles n'ont pas encore été officiellement publiées. Elles peuvent donc être amenées à changer et à faire varier nos résultats.

### 4

### **Conclusion**

En conclusion, même si la différence entre les mesures du RECD et du WRECD était significative, une fois les niveaux sonores calculés, ceux-ci étaient alors sensiblement équivalents en comparant leur intervalle de confiance fréquence par fréquence au niveau du SPLogramme.

Le coupleur 2cc a été créé pour tenir compte des caractéristiques anatomiques et physiologiques de l'oreille de chaque individu, mais il est impossible de tester jusqu'à plus de 8000 Hz. C'est pourquoi ANSI a décidé de créer le coupleur 0,4cc afin de faire des mesures sur une bande passante beaucoup plus large. Audioscan était à ce jour le seul fabricant à produire le coupleur 0,4cc avec la Verifit2. Cependant, Interacoustics a sorti tout récemment le nouvel Affinity Compact qui utilise un coupleur 0,4cc !

Selon eux, ce coupleur permettrait de réduire statistiquement les estimations d'écarts entre conduits auditifs et donc l'imprécision au tympan. D'après, notre étude, nous avons montré qu'il y avait moins de variabilité interindividuelle notamment chez les enfants. Un autre intérêt pour utiliser le coupleur 0,4cc est qu'il permet de tester les fréquences au-delà de 8kHz, jusqu'à 16kHz. Il serait ainsi possible de visualiser les bandes passantes des appareils auditifs annoncées fréquemment comme au-delà de 8kHz.

Afin d'aller plus loin dans notre étude, il serait intéressant d'obtenir les courbes cibles DSL v5 correspondant à chaque seuil audiométrique calculé en dB SPL. Ainsi, nous pourrions comparer les courbes cibles et leurs écarts en fonction du RECD et du WRECD pris en compte. Nous pourrions également faire tester aux sujets un réglage tenant compte du RECD mesuré et un autre avec le WRECD mesuré pour voir ce qu'ils préfèrent.

Concernant les sujets « enfants » de notre étude, il aurait été bien de compléter nos résultats en testant davantage d'enfants plus jeunes et notamment de moins de 10 ans. Enfin, il faudrait peutêtre s'intéresser au WRECD statistique afin de savoir si ce dernier s'éloigne du WRECD mesuré comme pour le RECD mesuré par rapport au RECD prévu chez les enfants.

### **INDEX DES ABREVIATIONS**

**ANSI**: American National Standards Institute.

CAE: Conduit Auditif Externe.

**dB HL**: Hearing Level. C'est une référence établie à partir d'un nombre important de normo-entendants, par lequel, 0 dB HL représente une audition normale. Le décibel HL est utilisé en audiométrie.

### DOSSIER <



**dB SPL**: Sound Pressure Level). Il correspond au niveau de pression acoustique au tympan, déclenchant une sensation auditive. Le décibel SPL est une unité de physique dont la référence est 2.10–5 Pa.

IEC: International Electrotechnical Commission.

MIV: Mesure in vivo.

**RECD**: Real Ear to Coupler Difference. C'est la différence, en dB, entre les niveaux de pression sonore atteints dans la cavité résiduelle d'un individu et dans le coupleur de 2 cm3.

**RETSPL**: Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level. Ce sont des valeurs définies selon la norme ISO (1994) et ANSI (2010). Elles permettent la conversion des dB HL en dB SPL dans un coupleur ou en champ libre, selon le transducteur utilisé et la fréquence considérée.

**REUG** : Real Ear Unaided Gain, en dB. C'est le gain naturel de l'oreille ou gain étymotique.

**WRECD**: Wideband Real Ear to Coupler Difference. C'est la différence, en dB, entre les niveaux de pression sonore niveau atteints dans la cavité résiduelle d'un individu et dans le coupleur de 0,4 cm<sup>3</sup>.

### **Bibliographie**

Audioscan (2019). Verifit2®User's Guide. Audioscan, p91

Bagatto MP, Scollie SD, Seewald RC, Moodie KS, Hoover BM (2002). Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. Journal of The American Academy of Audiology, Vol. 13, N°8, p407-415.

Bagatto M, Moodie S, Scollie S, Seewald R, Moodie S, Pumford J, et al (2005). Clinical Protocols for Hearing Instrument Fitting in the Desired Sensation Level Method. Trends in Amplification, Vol. 9, N°4, p199–226.

Bagatto MP (2001). Optimizing your RECD measurements. The Hearing Journal, Vol. 54,  $N^{\circ}9$ , p32-36.

Bech B (2007). Variables affecting the real ear to coupler difference. Semantic Scholar,

https://pdfs.semanticscholar.org/23a0/26a70df95e695e49bfe40dcf4 3c0a9589997.pdf

Bentler RA, Pavlovic CV (1989). Transfer Functions and Correction Factors Used in Hearing Aid Evaluation and Research. Ear and Hearing, Vol. 10, N°1, p58–63.

# J dyapason

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



Chateau M (2014). Comparaison de quatre configurations de mesure du RECD, impact sur le SPLogramme et sur les valeurs cibles de la formule de préréglage DSL[i/o]V5. Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. Université de Montpellier.

Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DG (1995). The input/output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 97, N°3, p1854–1864.

Delerce, X (2017). Mesures et usages du RECD par l'audioprothésiste. Nouvelles normes et futur des mesures. Analyse et implications des normes ANSI S3.46-2013 et IEC 61669-2015. Les Cahiers de L'Audition, Vol. 2, p53-59.

Delerce X (2017). Analyse des variances du RECD sur base coupleur 2cc et du WRECD sur base coupleur 0.4cc à l'aide du logiciel R. Les Cahiers de l'Audition, Vol. 2, p59-61.

Delerce X (2019). La chaîne de mesure du futur. Blog-Audioprothésistefr. https://www.blog-audioprothesiste.fr/la-chaine-de-mesure-du-futur/.

Dillon H (2012). Hearing Aids, Second Edition. Thieme Medical Publishers Inc. p2-99.

Durand N (2010). 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 de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. Université de Montpellier. p39, p45.

Harford ER (1980). The Use of a Miniature Microphone in the Ear Canal for the Verification of Hearing Aid Performance. Ear and Hearing, Vol. 1, N°6, p329–337.

Hawkins DB, Cook JA (2003). Hearing aid software predictive gain values : How accurate are they? The Hearing Journal, Vol. 56, N°7, p26-34.

Johansen PA (1975). Measurement of the human ear canal. Acustica, Vol. 33. p349-351.

Killion MC, Villchur E (1989). Comments on "Earphones in Audiometry" [Zwislocki et al.]. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 85. N°4. p1775–1179.

Leducque C (2018). Etude comparative entre RECD et WRECD et leurs impacts sur leur niveau de pression en fond de conduit auditif. Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. Université de Bordeaux, 2018. p13-20.

Lefèvre F, Dehaussy J, Peix G, Renglet T, Virole B (2007). Précis d'Audioprothèse-L'appareillage de l'adulte : le bilan d'orientation prothétique. Les Editions du Collège National d'Audioprothèse. Chap 2 & 3.

Moodie S, Pietrobon J, Rall E, Lindley G, Eiten L, Gordey D, et al (2016). Using the Real-Ear-to-Coupler Difference within the American Academy of Audiology Pediatric Amplification Guideline: Protocols for Applying and Predicting Earmold RECDs. Journal of the American Academy of Audiology, Vol. 27, N°3, p264–275

Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST (1994). Procedure for Predicting Real-Ear Hearing Aid Performance in Young Children. American Journal of Audiology, Vol. 3, N°1, p23–31.

[4] Mueller HG (2001). Probe microphone measurements : 20 years of progress. Trends in Amplification, Vol. 5, N°2, p35–68.

Munro KJ, Salisbury VA (2002). Is the real-ear to coupler difference independent of the measurement earphone ? International Journal of Audiology, Vol. 41, N°7, p408–413.

Munro KJ, Millward KE (2006). The Inf uence of RECD Transducer When Deriving Real-Ear Sound Pressure Level. Ear and Hearing, Vol. 27,  $N^4$ , p409–423.

Munro KJ, Lazenby A (2001). Use of the 'real-ear to dial difference' to derive real-ear SPL from hearing level obtained with insert earphones. British Journal of Audiology, Vol. 35, N°5, p297–306.

Munro KJ, Davis J (2003). Deriving the Real-Ear SPL of Audiometric Data Using the "Coupler to Dial Difference" and the "Real Ear to Coupler Difference". Ear and Hearing, Vol. 24, N°2, p100–110.

Popelka GR, Moore BCJ, Fay RR (2016). Hearing aids. Springer.

Rondot A (2018). Etude comparative de la variabilité des SPLogrammes obtenus avec un RECD statistique vs obtenus avec un RECD mesuré. Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste. Université Claude Bernard Lyon 1. p52-53.

Saunders GH, Morgan DE (2003). Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. International Journal of Audiology, Vol. 42, N°6, p319–26.

Scollie S (2016). New RECDs and a New ANSI standard : Revisiting RECD Basics. AudiologyOnline, https://www.audiologyonline.com/articles/new-recds-and-ansi-standard-16380.

Seewald R, Moodie S, Scollie S, Bagatto M (2005). The DSL Method for Pediatric Hearing Instrument Fitting: Historical Perspective and Current Issues. Trends in Amplification, Vol. 9, N°4, p145–157.

Seewald, R. C., Moodie, K. S., & Zelisko, D. L (2006). Critique of Current Approaches to the Selection and Fitting of Hearing Aids. Semantic Scholar.

Siegel JH (1994). Ear canal standing waves and high frequency sound calibration using otoacoustic emission probes. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 95, N°5, p2589–2597.

Vaisberg JM, Folkeard P, Pumford J, Narten P, Scollie S (2018). Evaluation of the Repeatability and Accuracy of the Wideband Real-Ear-to-Coupler Difference. Journal of the American Academy of Audiology, Vol. 29, N°6, p520–532.

Valente M, Potts LG, Valentet M, Vass W, Goebel J (1994). Intersubject Variability of Real-Ear Sound Pressure Level: Conventional and Insert Earphones. Journal of the American Academy of Audiology, Vol. 5, N°6, p390–398.

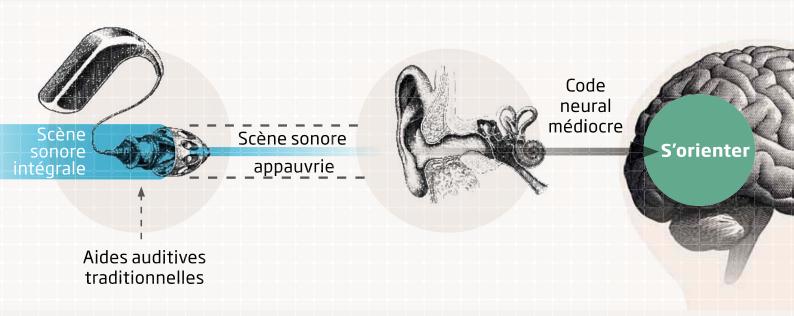
Westwood GFS, Bamford JM (1995). Probe-Tube Microphone Measures with Very Young Infants: Real Ear to Coupler Differences and Longitudinal Changes in Real Ear Unaided Response. Ear and Hearing, Vol. 16, N°3, p263–273.

Wiener FM, Ross DA (1946). The Pressure Distribution in the Auditory Canal in a Progressive Sound Field. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 18, N°2, p401–408.

Zelisko DLC, Seewald RC, Gagné J-P (1992). Signal Delivery/Real Ear Measurement: System for Hearing Aid Selection and Fitting. Ear and Hearing, Vol. 13, N°6, p460–463.

Zemplenyi J, Gilman S, Dirks D (1985). Optical method for measurement of ear canal length. The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 78, N°6, p2146–2148.

### Un accès limité à la scène sonore peut transformer un problème auditif périphérique en un problème de santé plus général



### Conséquences d'un traitement inapproprié d'une perte auditive :

- Augmentation de l'effort d'écoute 1.
- 2. Augmentation de la charge cognitive
- 3. Réorganisation des fonctions cérébrales
- Accélération du déclin cognitif 4.
- 5. Réduction accélérée du volume cérébral



Alors, pourquoi priver vos patients de l'intégralité de la scène sonore? Optez pour des aides auditives qui respectent la manière dont le cerveau fonctionne: optez pour la nouvelle perspective BrainHearing!

Plus d'informations sur : © 0141880150

@ www.oticon.fr

in oticon

oticon.fr/professionals/shop2

commandes@oticon.fr

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





# Mesure de l'intelligibilité dans le bruit d'un patient en fonction de sa capacité à discerner les variations de temps, fréquence et intensité

**Hombeline DUJARDIN** Audioprothésiste D.E.- Ecole de Fougères Mémoire réalisé sous la direction de M. Brice JANTZEM

### R

### Résumé

Les personnes présentant une surdité ont des difficultés à comprendre dans les environnements bruyants, et ce, même avec des appareils de correction auditive. Ces difficultés sont liées entre autres à l'altération des processus de codage du signal sonore dans la cochlée (codages temporel, fréquentiel et d'intensité). Le but de cette étude était de définir quel était le poids de chacune de ces composantes d'analyse cochléaire (temps, fréquence et intensité) dans les difficultés d'intelligibilité dans le bruit.

Un lien important entre la capacité d'un sujet à discerner les variations de temps, fréquence et d'intensité, et l'intelligibilité dans le bruit a été montré. Le paramètre fréquentiel est le plus important dans la prédiction du SRT dans le bruit. Le modèle de prédiction du SRT dans le bruit, créé dans cette étude, est intéressant à réaliser en pratique courante, afin de définir le type de surdité du patient, et ainsi lui proposer des appareils de correction auditive adaptés.

### Mots-clés :

Intelligibilité dans le bruit, paramètres psychoacoustiques.

### 1

### Introduction

Cette étude est née d'un constat d'Arlinger 1, qui démontrait que les personnes souffrant d'une surdité avaient toujours des difficultés d'intelligibilité dans le bruit. Cette étude s'est donc demandé : d'où provenait ce bénéfice limité ?

Pour cela, il faut revenir aux bases de l'intelligibilité dans le bruit, qui mobilise l'ensemble des voies auditives : des mécanismes physiologiques au traitement du signal par le cortex auditif. Cette étude se concentrera sur les mécanismes psychoacoustiques.

En présence d'un signal sonore, la cochlée réalise trois codages. Le premier est celui de la perception temporelle, qui repose sur l'analyse de l'enveloppe temporelle (caractérisée par les modulations en amplitude du signal) et l'analyse de la structure fine (caractérisée par les modulations en fréquence du signal). Le deuxième codage est celui de la fréquence, et plus particulièrement la sélectivité fréquentielle qui représente l'habileté du système auditif à séparer les composantes fréquentielles d'un son complexe <sup>2</sup>. Enfin, a lieu le codage de l'intensité qui permet d'entendre sur une large dynamique, de 0 à 120 dB SPL.

Ces paramètres psychoacoustiques ont été analysés dans plusieurs études mettant en relation leurs évolutions en fonction de l'âge.

Whiteford et al. <sup>3</sup> ont alors démontré que les codages de l'amplitude de modulation comme de la fréquence de modulation étaient

toujours détériorés en présence du vieillissement. Quant au codage de la fréquence, les bandes des filtres auditifs s'élargissaient progressivement avec l'âge, diminuant ainsi la sélectivité fréquentielle <sup>4</sup>. Quant à la discrimination en intensité, elle est toujours plus faible chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes même avec des audiogrammes identiques <sup>5</sup>.

Plusieurs scientifiques se sont aussi demandés si une perte auditive entravait le bon fonctionnement de ces processus. Cela pourrait expliquer les difficultés rencontrées par les patients malentendants dans les environnements bruyants.

C'est ainsi que Lorenzi et al. <sup>6</sup> ont démontré que le codage de l'enveloppe temporelle est toujours préservé en présence d'une surdité neurosensorielle, contrairement au codage de la structure fine, qui est toujours détérioré. Quant à la sélectivité fréquentielle, elle est toujours détériorée sur les fréquences où se situe la perte auditive, d'après Florentine et al. <sup>7</sup>. Quant au codage de l'intensité, la plupart des personnes présentant une surdité, subissent le phénomène de recrutement, qui correspond à une augmentation anormalement rapide de la sonie <sup>8</sup>.

Au vu de la littérature étudiée, la problématique suivante est apparue :

# Quelle est la part de chacune des composantes d'analyse cochléaire (temps, fréquence et intensité) dans les difficultés d'intelligibilité dans le bruit ?

Deux objectifs ont été fixés. Le premier visant à établir si l'intelligibilité dans le bruit peut être modélisée par des tests psychoacoustiques. Et le second cherchant à définir d'éventuelles différences entre les normo-entendants et malentendants dans la finesse des mécanismes psychoacoustiques.

2

### Matériels et méthodes

### 1. Population ciblée

### 1.1. Critères d'inclusion

Un groupe de personnes normo-entendantes a été sélectionné. La perte tonale moyenne ne devait pas dépasser 20 dB (selon la classification du BIAP 02/1 bis).

L'étude était ouverte à toutes les personnes présentant une surdité neurosensorielle symétrique légère (perte tonale moyenne comprise entre 21 et 40 dB) à moyenne du premier degré (perte tonale moyenne comprise entre 41 et 55 dB), d'après la classification du BIAP 02/1 bis. La perte auditive à la fréquence 750 Hz devait être au maximum de 35 dB HL, et la perte auditive à 3000 Hz devait être comprise entre 30 et 70 dB HL. Aux fréquences 750 et 3000 Hz, la



différence du seuil d'audition entre les deux oreilles devait être de 5 dB au maximum.

Les personnes appareillées devaient l'être depuis au moins 6 mois, afin d'éviter tout biais lié à une réorganisation corticale.

Tous les sujets devaient être capables de répéter des syllabes issues d'une voix enregistrée, donc sans lecture labiale. Un âge minimum de 6 ans a donc été fixé, afin de s'assurer d'une capacité de concentration suffisante et d'une bonne compréhension des consignes.

### 1.2. Critères de non inclusion

Les patients présentant une perte auditive asymétrique n'ont pas été inclus dans l'étude. De même que les participants qui n'atteignaient pas 100% d'intelligibilité lors de l'audiométrie vocale dans le silence.

### 1.3. Critères d'exclusion

Les patients présentant une otoscopie anormale ou des troubles cognitifs ont été exclus. De même que les désistements au cours de l'étude.

### 2. Déroulement des tests

Le rendez-vous commençait par la remise au patient d'une notice d'information et d'un consentement de participation à l'étude qui était signé par chaque patient. Ensuite, une otoscopie puis une audiométrie tonale et vocale (avec les listes cochléaires de Lafon) aux inserts ont été réalisés pour vérifier les critères d'inclusion.

Une audiométrie vocale dans le bruit était ensuite réalisée sous cette forme : le haut-parleur central diffusait les dix dernières listes cochléaires de Lafon (pour éviter la mémorisation des listes précédemment utilisées) à une intensité de 65 dB SPL. Les deux haut-parleurs latéraux (situés à 90° d'azimuth) diffusaient le bruit OVG (Onde Vocale Globale) qui variait par pas de 2 dB. Lors de ce test, la mesure du SRT (Speech Recognition Threshold) dans le bruit était recherchée.

Ensuite, les tests psychoacoustiques de détection étaient réalisés. Ces tests ont été créés par Monsieur S. Garnier (Dr. en Ingénierie Médicale et Audioprothésiste membre du Collège National d'Audioprothèse), spécialement pour cette étude. Ces trois tests ont été réalisés à partir d'un casque Dynamic stéréo headphones MDR-7506, de la marque Sony, à partir du logiciel Audacity version 2.3.0.

Un test de discrimination temporelle, le Fast'TMTF (Fast Temporal Modulation Transfer Function) était effectué. Deux fréquences de sons purs (750 et 3000 Hz) ont été envoyées à une intensité confortable pour le patient. Ces sons purs avaient une modulation de 8 Hz (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz AM 8 Hz / 3000 Hz AM 8 Hz). et 64 Hz (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz AM 64 Hz / 3000 Hz AM 64 Hz). La modulation d'amplitude variait par pas de 3 dB. La consigne donnée au patient était la suivante « Vous allez entendre un son. A certains moments, ce son va fluctuer. Dès que vous entendez ces fluctuations, vous me faites signe en levant la main. » Le test TMTF a été utilisé car il fournissait une indication valide et potentiellement puissante de certains aspects de la résolution temporelle  $^9$ .

Un test de sélectivité fréquentielle, le Fast'ERB (Fast Equivalent Rectangular Bandwith) était réalisé pour tester la largeur des filtres auditifs. Deux fréquences de sons purs (750 et 3000 Hz) ont été envoyées à une intensité confortable pour le patient. Pour chaque fréquence, quatre bruits étaient utilisés :

- une bande de bruit rose non filtré de deux octaves centrée sur la fréquence de son pur (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz NF / 3000 Hz NF)
- le même bruit avec une échancrure de 10 % (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz 10% / 3000 Hz 10%)
- le même bruit avec une échancrure de 20 % (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz 20% / 3000 Hz 20%)
- le même bruit avec une échancrure de 30 % (noté par la suite selon la fréquence : 750 Hz 30 % / 3000 Hz 30%)

L'intensité minimale du son pur perceptible par le sujet (variant par pas de 5 dB), avant que le bruit devienne masquant, était recherchée. La consigne était la suivante : « Vous allez entendre un bruit continu, et par moment vous entendrez un son pur (un "bip"). Vous me faites signe quand vous entendez ces "bips". »

Un test de discrimination d'intensité, le Fast'dl (Fast discrimination of Intensity) était effectué. Deux fréquences de sons purs (750 et 3000 Hz) ont été envoyées à une intensité confortable pour le patient (noté par la suite selon la fréquence : dl 750 Hz / dl 3000 Hz). Les sons purs étaient continus. L'amplitude de l'incrément variait par pas de 0,2 dB. La consigne était la suivante : « Vous allez entendre un son continu dans lequel il va y avoir des augmentations temporaires d'intensité. Vous levez la main quand vous entendez une de ces augmentations. »

La durée de l'ensemble des tests était de 30 minutes évitant ainsi la fatigue des patients. L'ordre de passation des tests psychoacoustiques et d'audiométrie vocale dans le bruit a été randomisé, afin d'éviter l'effet d'ordre. De plus, à l'intérieur de chaque test, l'ordre de passation des conditions était également randomisé.

### 3

### Résultats

Quarante-huit patients ont suivi le protocole de tests, dont onze patients normo-entendants.

Le groupe de référence, représenté par les patients normoentendants, était constitué de 8 femmes et 3 hommes et l'âge moyen était de 43 ans. Leur perte tonale moyenne ne dépassait pas 20 dB, et correspondait donc à une audition normale selon les critères du BIAP.

Le groupe de patients présentant une perte auditive était constitué de 37 patients, dont 19 femmes et 18 hommes, et l'âge moyen était de 69 ans. Tous les participants présentaient une perte légère à moyenne du premier degré selon les critères du BIAP.

Une comparaison entre les normo-entendants et les malentendants a été réalisée. Pour la mesure de l'intelligibilité dans le bruit. Le test de Shapiro-Wilk a démontré une répartition non-normale, le test de Mann-Whitney a alors été appliqué et une différence significative a été trouvée. Pour le test de la perception temporelle, aucune différence entre les deux groupes n'a été trouvée. Quant au test permettant de mesurer la sélectivité fréquentielle, aucune différence significative n'a été trouvée pour la condition 750 Hz avec la bande de bruit non filtrée. Cependant, pour toutes les autres conditions, une différence significative a été trouvée. Au test de la discrimination en intensité, le test de Shapiro-Wilk a montré une répartition normale. Le test du t de Student a donc été appliqué, et aucune différence significative n'a été démontrée.

Une relation entre les paramètres psychoacoustiques et l'intelligibilité dans le bruit a été recherchée. Après corrélation linéaire simple entre chaque test et l'intelligibilité dans le bruit, les coefficients de corrélation étaient inférieurs à 0,5.



Un modèle de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit chez le malentendant a été cherché. Après régression linéaire multiple et sélection de variable, le modèle suivant est apparu.

	t	Pr > Iti
3000Hz AM 8Hz	1,533	0,135491
750Hz 10%	2,039	0,050061
750Hz 20%	-2,365	0,024446*
750Hz 30%	2,741	0,010067*
3000Hz 10%	1,61	0,117588

Tableau 1 : Résultats obtenus après sélection de variables sur le modèle de régression linéaire multiple. lci, t représentait le poids de la variable dans le modèle, et Pr > |t| était la probabilité pour que la variable puisse être éliminée du modèle ; t suivait alors la loi de Student. Plus cette probabilité était faible, plus la variable avait de poids dans le modèle de prédiction.

Deux conditions au test de la sélectivité fréquentielle avaient le plus de poids dans ce modèle.

Pour avoir un modèle encore plus fort statistiquement, le groupe des normo-entendants et la variable de l'âge ont été ajoutés. Une ACP (Analyse par Composantes Principales) a été réalisée permettant de visualiser dans un espace à deux dimensions, le poids de chaque condition de test dans la prédiction de l'intelligibilité dans le bruit (Cf. Figure 1).

	t	Pr > Itl
750 Hz AM 8 Hz	0,207	0,838
750Hz AM 64 Hz	0,587	0,561
3000 Hz AM 8 Hz	0,377	0,708
3000 Hz AM 64 Hz	-0,955	0,347
dl 750 Hz	-0,194	0,848
dl 3000 Hz	-0,34	0,736
750 Hz NF	0,387	0,694
750 Hz 10%	0,344	0,733
750 Hz 20%	-1,005	0,323
750 Hz 30%	1,593	0,121
3000 Hz NF	-0,376	0,71
3000 Hz 10%	1,108	0,276
3000 Hz 20%	-0,14	0,89
3000 Hz 30%	0,518	0,608
Âge	1,172	0,25

Tableau 2 : Résultats obtenus pour le modèle de régression linéaire multiple. Ici, t représentait le poids de la variable dans le modèle, et Pr > |t| était la probabilité pour que la variable puisse être éliminée du modèle ; t suivait alors la loi de Student. Plus cette probabilité était faible, plus la variable avait de poids dans le modèle de prédiction.

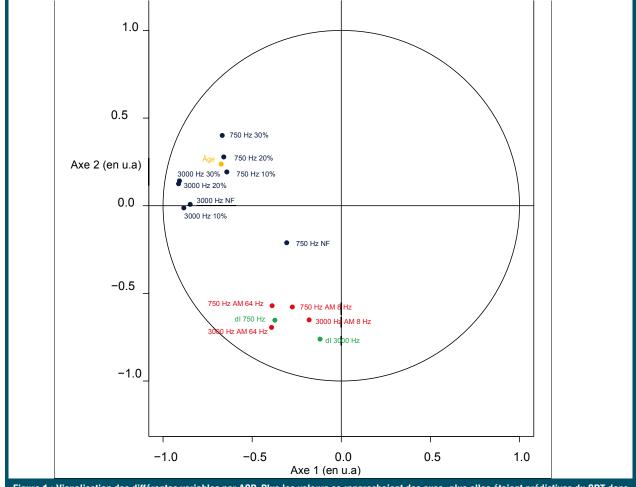


Figure 1 : Visualisation des différentes variables par ACP. Plus les valeurs se rapprochaient des axes, plus elles étaient prédictives du SRT dans le bruit. L'axe 1, par définition d'une ACP, portait le plus d'informations par rapport à l'axe 2.



Des régressions linéaires multiples ont alors été effectuées et un modèle général de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit a alors été trouvé (Cf. Tableau 2).

	t	Pr > Itl
750Hz AM 64Hz	1,383	0,17396
3000Hz AM 64Hz	-1,836	0,07347
750 Hz 30% 1,918		0,06199
3000 Hz 10%	3,679	0,00066***
Âge	1,889	0,06576

Tableau 3 : Modèle obtenu après sélection de variables. Ici, t représentait le poids de la variable dans le modèle, et Pr > |t| était la probabilité pour que la variable puisse être éliminée du modèle ; t suivait alors une loi de Student. Plus cette probabilité était faible, plus la variable avait de poids dans le modèle de prédiction.

Plusieurs variables ressortaient de ce modèle, une sélection de variable a été effectuée. Et ce modèle simplifié de prédiction a été obtenu.

4

**Discussion** 

### 1. Discussion des matériels et méthodes

Pour cette étude, seuls les patients malentendants présentant une surdité légère à moyenne du premier degré ont été retenus. Ces critères permettaient d'avoir la fréquence grave (750 Hz) proche d'une audition normale, et la fréquence aiguë (3000 Hz) dégradée, afin de mettre en évidence une différence ou non dans les tests psychoacoustiques entre ces deux fréquences. Lorenzi et al. dans une étude de 2007, avaient pris également des sujets présentant une surdité légère à moyenne <sup>6</sup>. De plus, les patients malentendants devaient avoir une perte symétrique. Effectivement, si les surdités asymétriques avaient été inclues, les différences observées lors de la mesure du SRT dans le bruit n'auraient pas pu être attribuées principalement aux paramètres psychoacoustiques, il aurait fallu tenir compte de cette asymétrie.

Le choix du matériel pour l'audiométrie vocale dans le silence et dans le bruit était basé sur la pratique courante des audioprothésistes 10. Cette étude ayant un but clinique, il était nécessaire d'utiliser les pratiques des audioprothésistes. De plus, pour l'audiométrie vocale dans le bruit, seule la mesure du SRT dans le bruit a été réalisée, car celle-ci prenait moins de temps à mesurer tout en fournissant un seuil fiable 11. Plusieurs études se basaient aussi sur la mesure du SRT dans le bruit pour la comparaison avec les paramètres psychoacoustiques 12,13.

La création de nouveaux tests pour mesurer les paramètres psychoacoustiques était nécessaire afin de faciliter leur mise en place dans la pratique courante, cette étude ayant une visée clinique.

### 2. Discussion des résultats

### 2.1. Comparaison entre les sujets normo-entendants et malentendants

Un des objectifs de cette étude était de mettre en évidence une différence entre les normo-entendants et les malentendants dans la finesse des traitements cochléaires. Le nombre de sujets normo-entendants était composé de 11 patients, pour être cohérent avec la littérature qui montrait des différences significatives entre les deux groupes normo-entendant et malentendant. Effectivement, l'étude

de Hopkins et al. comprenait 10 sujets normo-entendants <sup>14</sup>, et celle de Dreschler et al. 5 sujets normo-entendants pour servir de référence <sup>15</sup>.

Les résultats obtenus lors de la mesure du SRT dans le bruit chez le malentendant étaient significativement plus élevés que ceux du normo-entendant. La mesure du SRT dans le bruit mettait donc en avant les difficultés dans le bruit rencontrées par les patients malentendant. Des résultats dégradés dans l'intelligibilité en milieu bruyant chez le malentendant par rapport au normo-entendant étaient démontrés.

Pour le test Fast'TMTF, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les deux groupes. Les moyennes obtenues chez le normo-entendant et le malentendant étaient proches de -20 dB, comme les valeurs retrouvées dans l'étude de Paraouty et al. <sup>16</sup>. De plus, plus la fréquence de modulation augmentait, plus les patients malentendants présentaient des scores altérés. Bacon et al. ont également trouvé les mêmes résultats <sup>17</sup>. Un seuil de détection similaire chez le normo-entendant et le malentendant pour le paramètre temporel (dans la détection des amplitudes de modulation du signal) a donc été trouvé.

Pour le test Fast'ERB à la fréquence 750 Hz, une différence significative entre les sujets normo-entendants et malentendants a été retrouvée pour toutes les échancrures. Seuls les résultats obtenus pour le bruit non filtré n'ont pas été significatifs. Les résultats s'amélioraient lorsque l'échancrure augmentait, donnant ainsi l'allure des courbes d'accord. La sélectivité fréquentielle des malentendants était donc dégradée comparée à celle des normo-entendants.

Pour le test Fast' ERB à la fréquence 3000 Hz, une différence significative a été prouvée entre les deux groupes pour toutes les conditions. Les résultats chez le groupe malentendant présentaient une moyenne autour de -20 dB, quelle que soit l'échancrure, contrairement au groupe normo-entendant où les scores s'amélioraient (passant d'une moyenne de -30,91 dB pour le bruit non filtré à une moyenne de -42,27 dB pour l'échancrure de 30%). Les malentendants avaient donc des filtres auditifs plus altérés qu'à la fréquence 750 Hz.

Dans la littérature, il est retrouvé que la sélectivité fréquentielle est diminuée chez le malentendant par rapport au normo-entendant <sup>7</sup>. Ces résultats étaient cohérents avec ceux de Moore, qui montraient que la sélectivité fréquentielle était altérée chez les sujets présentant une perte auditive d'origine cochléaire à partir du test ERB <sup>18</sup>. Florentine et al. sont allés plus loin en montrant que la sélectivité fréquentielle était réduite pour les fréquences où se situait la perte auditive <sup>7</sup>. Ce sont aussi les résultats retrouvés dans cette étude car la fréquence 3000 Hz était plus dégradée que la fréquence 750 Hz dans la cohorte des sujets malentendants. Un seuil de détection diminué chez le malentendant par rapport au normo-entendant pour le paramètre fréquentiel était vérifié.

Pour le test Fast'dl, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les deux groupes, et ce pour les deux fréquences (cf. Figure 6). Glasberg et al. montraient aussi que les personnes présentant une perte auditive avaient des performances quasi normales dans la détection des changements d'intensité <sup>12</sup>. Un seuil de détection similaire chez le normo-entendant et le malentendant pour les paramètres d'intensité était vérifié.

Ainsi, les sujets normo-entendants et malentendants présentaient une différence dans leurs résultats lors du test Fast'ERB et lors de l'audiométrie vocale dans le bruit. La sélectivité fréquentielle paraîtrait donc être le facteur qui influence le plus la diminution de l'intelligibilité en environnement complexe.

### 2.2. Relation entre les résultats obtenus aux tests psychoacoustiques et ceux obtenus en audiométrie vocale dans le bruit chez le malentendant

Dans la comparaison entre les résultats obtenus au test Fast'TMTF et le SRT dans le bruit, tous les coefficients de corrélation étaient proches de 0. Le test Fast'TMTF ne semblait pas prédictif du SRT dans le bruit chez le malentendant.

Les coefficients de corrélation entre le test Fast'dl et le SRT dans le bruit étaient également proches de 0. Le test Fast'dl ne semblait pas non plus prédictif du SRT dans le bruit chez le malentendant.

En revanche, pour le test Fast'ERB, à la fréquence 750 Hz avec les échancrures 10% et 30%, et pour toutes les conditions à la fréquence 3000 Hz, les coefficients de corrélation étaient supérieurs à 0,3. Le test Fast'ERB paraissait donc être le seul prédictif du SRT dans le bruit chez le malentendant.

Les résultats obtenus chez le malentendant lors des tests psychoacoustiques ne semblaient pas très prédictifs du SRT dans le bruit, dans un premier temps, contrairement à ce que rapportait la littérature <sup>14, 15, 19</sup>. Le nombre des sujets malentendants étaient pourtant plus élevés (N=37) que certaines études telles que celle de Van Schijndel et al. composée de 25 sujets malentendants <sup>19</sup> ou celle de Dreschler et al. comportant 10 sujets malentendants <sup>15</sup>. Le matériel vocal utilisé pour ces études était différent, ce qui pouvait expliquer la différence entre les résultats de cette étude et ceux de la littérature. L'étude de Van Schijndel et al. se basait sur des listes de phrases <sup>19</sup>, tandis que celle de Dreschler et al. ne présentait que des voyelles <sup>15</sup>.

# 2.3. Création d'un modèle permettant de prédire le SRT dans le bruit à partir des tests psychoacoustiques

La création d'un modèle de prédiction du SRT dans le bruit chez les sujets malentendant a été réalisée (cf. Tableau 1). Les variables les plus significatives étaient celles du test Fast'ERB pour la fréquence 750 Hz, aux échancrures 20% et 30%. Cependant le coefficient R² ajusté était inférieur à 0,5. Ce modèle n'était donc pas très prédictif du SRT dans le bruit. Un nombre plus important de sujets malentendant aurait probablement permis une corrélation plus forte entre les résultats obtenus aux tests psychoacoustiques et ceux du SRT dans le bruit.

L'ACP a montré que chaque test était regroupé par « paquets » (cf. Figure 1). Cette vue permettait de mettre en avant que les variables utilisées dans chaque test ont donné des informations similaires. De plus, les variables les plus à gauche (celles du test Fast'ERB) apportaient le plus d'informations pour l'axe des abscisses. Elles semblaient donc les plus prédictives du SRT dans le bruit. Ces résultats confirmaient ceux retrouvés dans la régression linéaire. Le test Fast'TMTF apportait également des informations complémentaires en contribuant à l'axe des ordonnées. Certaines variables de ce test pouvaient être retenues dans le modèle de prédiction du SRT dans le bruit.

Le modèle général (prenant en compte les deux groupes normoentendant et malentendant et la variable de l'âge) présenté dans le tableau 2, exposait une corrélation de 0,78. C'était donc un modèle assez prédictif car plus le coefficient de corrélation se rapprochait de 1, meilleure était la prédiction apportée par le modèle. Cependant d'autres facteurs devaient intervenir dans la prédiction du SRT dans le bruit. Un modèle plus simple à réaliser en clinique a été construit (cf. Tableau 3). Dans ce modèle, seuls le test Fast'TMTF et le test Fast'ERB avaient besoin d'être testés, et l'âge, pour prédire le SRT dans le bruit (cf. Tableau 4).



Ce modèle avait une corrélation élevée (de 0,77). De plus, le R² ajusté était supérieur à 0,5. Ce résultat prouvait que ce modèle simplifié était satisfaisant dans la prédiction du SRT dans le bruit. Dans ce modèle, l'échancrure 10% à la fréquence 3000 Hz (pour le test Fast'ERB) était la plus significative. C'est en effet à cette fréquence qu'une différence significative entre les sujets normo-entendants et malentendants avait été observée. Ce résultat correspondait aux conclusions de Dreschler et al. qui ont montré que le SRT dans le bruit était en partie corrélé avec la sélectivité fréquentielle 15. Le fait que l'âge était prédictif du SRT dans le bruit avait également été expliqué dans plusieurs études 14, 20. Une relation entre la capacité à discerner les variations de temps, fréquence et intensité et les résultats d'intelligibilité obtenus en environnement bruyant était donc montrée dans ce modèle.

Cependant, les paramètres psychoacoustiques ne prédisaient pas entièrement le SRT dans le bruit, la corrélation n'étant pas parfaite. D'après Füllgrabe et al. les mesures de la cognition et de la sensibilité à la structure fine seraient également des prédicteurs de l'intelligibilité dans le bruit <sup>21</sup>.

Ainsi, les variables présentes dans ce modèle ont permis de prédire le SRT dans le bruit. Cette prédiction avait plusieurs impacts. Par exemple, si un patient présentait des difficultés importantes dans le bruit, et qu'elles étaient confirmées par la valeur du SRT dans le bruit, les tests Fast'TMTF et Fast'ERB pour les conditions du modèle simplifié de prédiction pourraient être appliqués. Si les scores obtenus à ces tests étaient très différents de ceux obtenus dans cette étude, le patient présenterait un autre type de surdité (comme une surdité centrale). Ce modèle permettait ainsi de caractériser le profil de surdité de perception d'un patient. Ces résultats indiquaient également une implication en termes de réglages des appareils de correction auditive. Par exemple, les résultats obtenus au test Fast'TMTF influençaient le réglage des constantes de temps. D'après Wallaert les algorithmes de compression rapide introduiraient des distorsions de la modulation d'amplitude du signal et créeraient une diminution de la profondeur de modulation globale 22. Ainsi, si le patient présentait déjà une diminution de sensibilité pour la détection des modulations en amplitude, celui-ci aurait encore plus de difficultés à détecter les modulations en amplitude avec des appareils de correction auditive présentant une compression rapide. Pour le test Fast'ERB, les patients présentant un score très dégradé devraient bénéficier d'appareils de correction auditive avec des réducteurs de bruit performants. Les réducteurs de bruit visant à supprimer les composantes du bruit tout en préservant les composantes de la parole, permettraient donc de compenser le déficit de la sélectivité fréquentielle 23.



5

### Limites

Cependant cette étude présentait quelques limites. Effectivement, seuls 48 patients ont été testés au cours de cette étude. Un nombre plus important de patients aurait permis une prédiction encore plus importante. De plus, un seul seuil d'intelligibilité dans le bruit a été mesuré, et le matériel vocal était restreint à des mots monosyllabiques.

6

### Conclusion

En conclusion, cette étude avait pour but de définir un lien entre les paramètres psychoacoustiques et l'intelligibilité dans le bruit. La problématique était la suivante : quelle est la part de chacune des composantes d'analyse cochléaire (temps, fréquence et intensité) dans les difficultés d'intelligibilité dans le bruit ?

Cette étude a permis de montrer un lien important entre les paramètres psychoacoustiques et l'intelligibilité dans le bruit. La sélectivité fréquentielle avait le plus d'impact sur l'intelligibilité dans le bruit

Un modèle statistique de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit a été réalisé.

Ce modèle n'étant valable que pour un groupe restreint de surdité, il serait intéressant de réaliser les tests psychoacoustiques du modèle de prédiction sur différents types de surdité, afin de définir éventuellement une formule générale de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit. Il serait également intéressant de réaliser une comparaison des résultats obtenus aux tests psychoacoustiques avant et après entraînement auditif par exemple avec le HearFit (créé par L. Delacour, G. Huberdeau et S. Van De Gehugte, en 2017), pour voir si une évolution des résultats à ces tests peut être observée, et corrélée à une amélioration de l'intelligibilité dans le bruit des patients au quotidien.

### Liste des abréviations

**ACP** Analyse par Composantes Principales

**Fast'dl** Fast'discrimination of Intensity

Fast'ERB Fast'Equivalent Rectangular Bandwith

**Fast'TMTF** Fast'Temporal Modulation Transfer Function

**OVG** Onde Vocale Globale

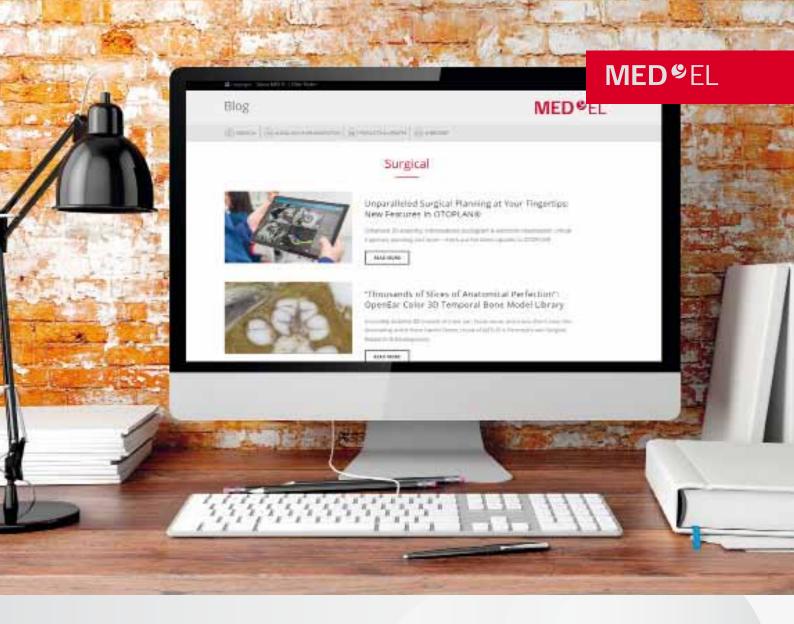
SRT Speech Recognition Threshold

7

### **Bibliographie**

- Arlinger S. Negative consequences of uncorrected hearing loss-a review. Int J Audiol. 2003;42 Suppl 2:2S17-20.
- Moore B.C.J. Perceptual consequences of cochlear damage. Absolute thresholds and frequency selectivity in normal and impaired hearing.
   1995. Oxford University Press Inc. New York.
- Whiteford KL, Kreft HA, Oxenham AJ. Assessing the role of place and timing cues in coding frequency and amplitude modulation as a function of age. J Assoc Res Otolaryngol. 2017;18(4):619-633.

- Patterson RD, Nimmo-Smith I, Weber DL, Milroy R. The deterioration of hearing with age: frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold. J Acoust Soc Am. 1982;72(6):1788-803.
- He N, Dubno JR, Mills JH. Frequency and intensity discrimination measured in a maximum-likehood procedure from young and aged normal-hearing subjects. J Acoust Soc Am. 1998;103(1):553-65.
- Lorenzi C, Moore B. C. J. Auditory signal processing in hearingimpaired listeners. The role of temporal envelope and fine structure cues in speech perception: A review. 263-272. 2007. Dau T, Buchholz J.M, Harte J.M, Christensen T.U. Holbæk.
- Florentine M, Buus S, Scharf B, Zwicker E. Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. J Speech Hear Res. 1980;23(3):646-69.
- Moore B.C.J. An Introduction to the psychology of hearing fifth edition.
   The perception of loudness. 152. 2004. Elsevier Academic Press.
   London.
- Viemeister NF. Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. J Acoust Soc Am. 1979;66(5):1364-80.
- 10. Rembaud F, Fontan L, Füllgrabe C. L'audiométrie vocale en France : état des lieux. Les Cahiers de l'Audition. 2017;30(6):22-25.
- Rhebergen KS, Maalderink TH, Dreschler WA. Characterizing speech intelligibility in noise after wide dynamic range compression. Ear Hear. 2017;38(2):194-204.
- Glasberg BR, Moore BC. Psychoacoustic abilities of subjects with unilateral and bilateral cochlear hearing impairments and their relationship to the ability to understand speech. Scand Audiol Suppl. 1989;32:1-25.
- Drullman R, Festen JM, Plomp R. Effect of temporal envelope smearing on speech reception. J Acoust Soc Am. 1994;95(2):1053-64
- Hopkins K, Moore BC. The contribution of temporal fine structure to the intelligibility of speech in steady and modulated noise. J Acoust Soc Am. 2009;125(1):442-6.
- Dreschler WA, Plomp R. Relation between psychophysical data and speech perception for hearing-impaired subjects. I. J Acoust Soc Am. 1980;68(6):1608-15.
- Paraouty N, Lorenzi C. Using individual differences to assess modulation-processing mechanisms and age effects. Hear Res. 2017;344:38-49.
- Bacon SP, Viemeister NF. Temporal modulation transfer functions in normal-hearing and hearing-impaired listeners. Audiology. 1985;24(2):117-34.
- Moore BC. Frequency selectivity and temporal resolution in normal and hearing-impaired listeners. Br J Audiol. 1985;19(3):189-201.
- van Schijndel NH, Houtgast T, Festen JM. The effect of intensity perturbations on speech intelligibility for normal-hearing and hearing-impaired listeners. J Acoust Soc Am. 2001;109(5 Pt 1):2202-10
- Grimault N, Micheyl C, Carlyon RP, Arthaud P, Collet L. Perceptual auditory stream segregation of sequences of complex sounds in subjects with normal and impaired hearing. Br J Audiol. 2001;35(3):173-82.
- 21. Füllgrabe C, Moore BC, Stone MA. Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: contributions from auditory temporal processing and cognition. Front Aging Neurosci. 2015;6:347.
- Wallaert N. Le temporel et la modulation en amplitude et fréquence : implications cliniques. Les Cahiers de l'Audition. 2018;31(6):12-13.
- Souza P, Arehart K, Neher T. Working memory and hearing aid processing: literature findings, future directions, and clinical applications. Front Psychol. 2015;16:1894.



# Blog MED-EL pour les professionnels

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

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

Bientôt disponible!



# Influence de la bande passante transmise par le système CROS sur l'intelligibilité en milieu bruyant

Charlène PORTE, Paul BERGER, Stéphane GALLEGO, Fabien SELDRAN charlene.porte@hotmail.fr



### Résumé

Le port d'un système CROS chez les patients atteints de cophose unilatérale est bénéfique dans les situations calmes, mais entraine des difficultés de compréhension dans les environnements bruyants. Des études ont quantifié les performances des patients dans deux situations (dichotique : parole du côté de l'oreille cophotique et bruit du côté de l'oreille « unique » et dichotique inversée : parole du côté de l'oreille « unique » et bruit du côté de l'oreille cophotique). Bien qu'elles prouvent un réel bénéfice quand le signal utile arrive du côté cophotique, elles ont également mis en évidence une dégradation de la compréhension dans le cas où la parole vient du côté de l'oreille « unique » et le bruit du coté cophotique par rapport à la condition oreilles nues. Grâce aux données de la littérature et aux travaux de Mélanie Sonthonnax (système à conduction osseuse : Adhear) qui montrent que les performances ne sont pas dégradées en configuration dichotique inversée avec le CROS osseux, nous avons voulu savoir si cette dégradation d'intelligibilité était liée au mode de transmission du son (osseux versus aérien) ou si ceci était dû à la bande passante transmise sur l'oreille « unique ». Nous avons évalué et comparé les performances des patients (appareillés en CROS) en milieux bruyants selon quatre conditions (condition 1 : réglage fabricant, condition 2 : passe-haut (fréquence de coupure = 1200 Hz), condition 3: passe-bande (1000-2000 Hz), et condition 4 : oreilles nues). Les résultats de l'étude ont mis en évidence un impact positif plus important pour le réglage passe-haut sur l'intelligibilité en milieu bruyant dans le cas où le bruit arrive du côté de la cophose.

1

### Introduction

Les personnes atteintes de cophose unilatérale présentent généralement des difficultés à déterminer la direction des sons et une perte de discrimination de la parole dans un environnement sonore complexe.

Le système CROS aérien (contralateral routing of signal) permet de réduire la gêne de ces patients. Il a été constaté que les patients appareillés en CROS et possédant une oreille controlatérale normale gardent des problèmes de compréhension dans le bruit, lorsque le bruit se trouve du côté de l'oreille (sub)cophotique, il y a une dégradation de ces performances en comparaison au test oreilles nues

L'objectif de notre étude est de mettre en évidence une éventuelle amélioration des scores de compréhension par le biais de tests de compréhension dans le bruit chez des patients atteints de ce déficit.

### 1. Réhabilitation de la cophose unilatérale

Le CROS aérien - Contralateral Routing Of Signal

Cet appareillage est utilisé chez les personnes possédant une

oreille dont la surdité ne peut être corrigée par un appareil auditif conventionnel, alors que l'autre oreille a une audition (sub)normale.

Harford et Barry (1965) définissent l'appareillage CROS comme « l'emploi d'un microphone sur le côté de l'oreille morte, et la transmission filaire du son sur la bonne oreille à travers un embout ouvert ».

Le CROS consiste à placer un microphone sur l'oreille qui n'entend plus ou qui est non appareillable. Le son capté par le microphone est acheminé par une liaison sans fil par ondes électromagnétiques à l'appareil auditif placé sur la meilleure oreille afin d'éliminer l'effet de masque de la tête, et permet d'améliorer l'intelligibilité de la parole provenant du côté atteint.

L'oreille saine doit être appareillée en « ouvert » pour ne pas altérer sa perception auditive. Ce procédé a la propriété de réduire de manière importante les gains des fréquences graves inférieures à 800 Hz, de supprimer la résonnance des bruits ambiants, l'autophonie, de respecter le rôle du pavillon sur les fréquences non amplifiées.

### Le CROS osseux

La réhabilitation auditive par voie osseuse est une alternative à l'appareillage par voie aérienne puisqu'elle permet de répondre aux problèmes, échecs et contre-indications de cet appareillage en contournant l'appareil de transmission. Parmi elles, l'Adhear de Medel, système externe à conduction osseuse (CO). C'est une option de réhabilitation récente pour les surdités de transmission et les cophoses unilatérales.

### 2. État de la littérature

Plusieurs études ont évalué les performances de compréhension dans le bruit, dans les conditions oreille non appareillée versus appareillage CROS aérien versus CROS osseux. Les résultats mettent en évidence que, quel que soit le système utilisé, l'amélioration de la compréhension quand la parole est présentée côté sourd se fait toujours au détriment de la compréhension lorsque la parole est présentée du côté sain et le bruit du côté sourd. Dans cette condition, les performances non appareillées sont toujours les meilleures et le CROS aérien semble bien plus « nocif » que le CROS osseux (Wazen et al., 2003 ; Hol et al., 2004 ; Hol et al., 2005 ; Lin et al., 2006 ; Finbow et al., 2015 ; Peters et al., 2015).

Deux hypothèses peuvent être proposées pour expliquer que le CROS osseux dégrade moins que le CROS aérien : les meilleures performances sont liées au mode de transmission par voie osseuse ; les meilleures performances sont liées à la bande-passante des systèmes osseux à vibrateur qui sont supposés moins bien transmettre les sons très graves et très aigus.

Dans le cas des cophoses unilatérales appareillées par CROS osseux, Westerkull (2004) et Pfiffner (2011) suggèrent que pour palier à ce problème, il suffirait de modifier la bande passante du processeur en coupant les fréquences inférieures à 1000 ou 1500 Hz.

Aujourd'hui, les fabricants d'implants à conduction osseuse intègrent cette stratégie comme une option de pré-réglage dédiée aux patients atteints de cophose unilatérale.

Pour comprendre comment la bande passante affecte les performances dans le bruit, il est bon de rappeler quelques notions empiriques. Les travaux de Pavlovic (1987) et de Studebaker et al. (1987) sur la pondération fréquentielle ont montré que les bandes fréquentielles véhiculant l'information la plus utile à la compréhension de la parole se situaient entre 1000 et 2500-3000 Hz et que les bandes fréquentielles très graves et très aiguës ne véhiculeraient que très peu d'informations (figure 1). Ces fonctions d'importance fréquentielle ont permis le développement des systèmes de débruitage pour déterminer quelles bandes fréquentielles devaient être privilégiées pour transmettre un maximum d'information utile.

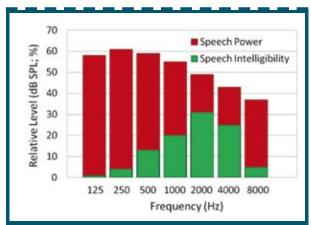


Figure 1. Puissance vs contribution. Distribution relative de l'énergie de la parole et de l'intelligibilité de la parole pour différentes bandes fréquentielles (voix d'homme à intensité normale). D'après Letowski et Scharine (2017).

D'après les mesures en sortie d'appareils présentées par Bentler et Chiou (2006) et par Brons et al. (2014), lorsque les algorithmes de réduction de bruit sont enclenchés, ils diminuent principalement le gain des fréquences graves et ce gain sera d'autant plus atténué que le RSB sera dégradé.

Le présent travail fait suite au mémoire d'audioprothèse de Mélanie Sonthonnax qui consiste en l'évaluation des performances des patients atteints d'une cophose unilatérale appareillés avec un système CROS aérien et avec le système Adhear de Medel utilisé en tant que CROS osseux.

Le résultat de cette étude a montré que, pour l'écoute dans le bruit, l'Adhear, contrairement au CROS aérien, améliore l'intelligibilité lorsque la parole est présentée du côté sourd et le bruit du côté sain, mais il ne dégrade pas l'intelligibilité lorsque la parole est présentée du côté sain et le bruit du côté cophotique. Les meilleures performances pourraient s'expliquer par la forme passe-haut ou passe-bande de l'audiométrie avec l'Adhear.

Dans ce mémoire, nous proposons d'évaluer l'impact d'une réduction de la bande-passante sur les performances avec le CROS aérien, pour voir si un réglage en forme passe-haut ou passe-bande peut apporter une meilleure intelligibilité que le réglage cible préconisé par le fabricant.

Matériels et méthodes

### 1. Objectif de l'étude

Ce mémoire a pour but d'évaluer l'impact d'une réduction de la bande passante du CROS sur les performances du patient, et ainsi voir si un réglage en forme passe-haut ou passe-bande peut être plus efficace que le réglage cible préconisé par le fabricant.

### 2. Population étudiée

9 patients ont participé à cette étude, âgés de 19 à 77 ans, avec une moyenne de 58,7 ans. Tous sont atteints de (sub)cophoses unilatérales et portent des appareils CROS de la marque Phonak.

### 3. Matériel de test

Les tests d'intelligibilité dans le bruit sont effectués avec le matériel phonétique de Fournier, 40 listes de 10 mots dissyllabiques prononcés par une voix masculine. Pour une meilleure précision, nous décidons d'utiliser comme unité de comptage la syllabe correctement répétée. Les bruits choisis sont le bruit blanc (bruit énergétique) et un bruit de type cocktail party (bruit informationnel et plus représentatif des situations réelles).

### 4. Déroulement et description des tests

Une audiométrie tonale au casque a été réalisée lors de la première séance afin d'estimer la perte tonale de l'oreille « unique ».

Trois programmes ont été créés sur la base du programme automatique « parole dans le bruit » et implémentés dans l'appareil le temps des tests.

- Le programme 1 (CROS-Fab) est similaire au programme « parole dans le bruit » préconisé par le fabricant.
- Le programme 2 (CROS-PHaut) est un passe—haut avec une fréquence de coupure à 1200 Hz, pour lequel nous avons écrasé le gain sur les fréquences inférieures.
- Le programme 3 (CROS-PBande) est le programme passe-bande pour lequel nous avons conservé uniquement les gains de la bande fréquentielle 1000-2000 Hz.

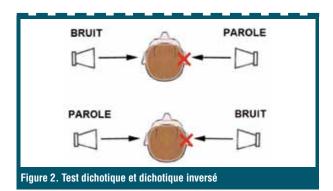
Nous avons enlevé les options de programme : Windbloc, Noisebloc, Soundrelax. Et nous avons mis les microphones en mode « RealEarSound ».

Lors du premier rendez-vous, nous expliquons aux patients les consignes des tests effectués. Nous avons réalisé des audiométries vocales dans le bruit en champ libre dans quatre conditions : oreilles nues (ON), réglage fabricant (CROS-Fab), passe-haut (CROS-PHaut), passe-bande (CROS-PBande).

Pour chaque série de test, nous appliquons un rapport signal sur bruit décroissant. Nous disposons de deux haut-parleurs positionnés latéralement à un mètre des oreilles du patient, grâce auxquels nous allons étudier deux configurations :

- Un signal de parole constant de 55dB SPL est envoyé du côté de l'oreille cophotique et un bruit du côté de l'oreille « saine » à 40dB SPL que l'on incrémente par pas de 5dB à chaque liste consécutive : configuration dichotique.
- On envoie le signal de parole du côté de l'oreille « unique » et le bruit du côté de l'oreille cophotique : configuration dichotique inversée.





### 5. Tests statistiques

Pour l'intelligibilité dans le bruit et pour chaque configurations (dichotique et dichotique inversé), nous souhaitons étudier les performances des patients cophotiques en fonction des différents réglages testés et du type de bruit utilisé. Pour cela, nous avons utilisé une régression logistique, qui permet de déterminer avec précision le SRT (Speech Recognition Threshold) pour chaque situation. Le SRT est déterminé par le niveau de bruit pour lequel les performances du patient sont dégradées jusqu'à 50% d'intelligibilité. Les SRT sont ensuite comparés à l'aide du test statistique de Khi 2 pour déterminer s'il existe des différences significatives selon les conditions testées et les bruits utilisés (CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBande par rapport à ON, bruit blanc et cocktail party).

Pour chaque patient, il a été réalisé 16 régressions logistiques : soit parole du côté sain puis parole du côté cophotique, en appliquant sur l'oreille controlatérale un bruit de type bruit blanc (BB) ou de cocktail party (CP) et ce pour les quatre conditions testées (réglage fabricant CROS-Fab ; passe-haut CROS-PHaut ; passe-bande CROS-PBande et oreilles nues ON).

2

### Résultats

### 1. Configuration dichotique avec bruit blanc

La figure 3 représente les SRT exprimés en niveau de bruit (dB-SPL), des différents sujets, ainsi que le SRT moyen, dans la configuration dichotique avec bruit blanc.

Pour chaque sujet, la figure indique les scores obtenus sans (ON) et avec appareillage CROS, pour les différents réglages programmés (CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBas).

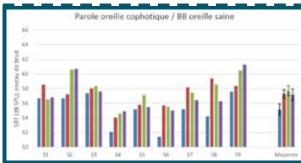


Figure 3. Valeurs des SRT des 4 conditions testées (ON, CROS-Fab, CROS-PHaut, CROS-PBande), en condition dichotique chez les 9 patients appareillés en CROS en présence d'un bruit blanc. A droite est représentée la moyenne des SRT, la barre d'erreur représente l'erreur standard.

Les tableaux 1 à 4 comparent les modalités des variables qualitatives. La première colonne indique les conditions comparées. La deuxième colonne présente le nombre de patients pour lesquels le test Khi-2 sur l'analyse logistique indique une différence significative entre les 2 conditions comparées.

Sur le tableau 1 (encadré en vert) on observe une amélioration significative des performances en condition CROS-Fab par rapport à la condition CROS-PHaut pour 1 patient.

Dans la deuxième ligne, on observe une amélioration significative de l'intelligibilité pour 3 patients en condition CROS-PHaut par rapport à la condition CROS-Fab.

D'après le tableau 1, on voit que le réglage CROS-PHaut améliore significativement les performances pour 7 patients par rapport à la condition oreilles nues. Les réglages CROS-Fab et CROS-PBande les améliorent pour 5 patients.

Le réglage CROS-PHaut améliore significativement les performances par rapport à CROS-Fab pour 3 patients et par rapport à CROS-PBande pour 2 personnes.

CROS-Fab>ON	5	CROS-Fab>CROS-PHaut	1
CROS-Fab <on< td=""><td>0</td><td>CROS-Fab<cros-phaut< td=""><td>3</td></cros-phaut<></td></on<>	0	CROS-Fab <cros-phaut< td=""><td>3</td></cros-phaut<>	3
CROS-PHaut>ON	7	CROS-PHaut>CROS-PBande	2
CROS-PHaut <on< td=""><td>0</td><td>CROS-PHaut<cros-pbande< td=""><td>0</td></cros-pbande<></td></on<>	0	CROS-PHaut <cros-pbande< td=""><td>0</td></cros-pbande<>	0
CROS-PBande>ON	5	CROS-Fab>CROS-PBande	3
CROS-PBande <on< td=""><td>0</td><td>CROS-Fab<cros-pbande< td=""><td>2</td></cros-pbande<></td></on<>	0	CROS-Fab <cros-pbande< td=""><td>2</td></cros-pbande<>	2

Tableau 1. Tableau indiquant le nombre de patients présentant une intelligibilité significativement meilleure dans une condition par rapport à une autre, selon les résultats des tests statistiques de Khi-2 sur l'analyse logistique, en configuration dichotique avec bruit blanc.

### 2. Configuration dichotique avec bruit de « cocktail party »

La figure 4 représente les SRT exprimés en niveau de bruit (dB-SPL), des différents sujets, ainsi que le SRT moyen, dans la configuration dichotique avec bruit de « cocktail party ».

Pour chaque sujet, la figure indique les scores obtenus sans (ON) et avec appareillage CROS, pour les différents réglages programmés (CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBas).

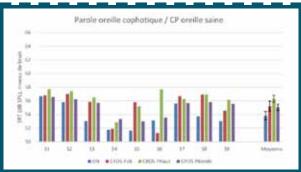


Figure 4. Valeurs des SRT des 4 conditions testées (ON, CROS-Fab, CROS-PHaut, CROS-PBande), en condition dichotique chez les 9 patients appareillés en CROS en présence d'un bruit de « cocktail party ». A droite est représentée la moyenne des SRT, la barre d'erreur représente l'erreur standard.

Nous retrouvons dans le tableau 2 que le réglage CROS-PHaut améliore significativement l'intelligibilité pour :

- 6 patients par rapport à la condition oreilles nues
- 2 patients par rapport à CROS-Fab
- 2 patients par rapport à CROS-PBande

En ce qui concerne les réglages, l'intelligibilité est améliorée significativement pour 2 patients et dégradée significativement en condition CROS-PBande par rapport à CROS-Fab.

CROS-Fab>ON	3	CROS-Fab>CROS-PHaut	0
CROS-Fab <on< td=""><td>0</td><td>CROS-Fab<cros-phaut< td=""><td>2</td></cros-phaut<></td></on<>	0	CROS-Fab <cros-phaut< td=""><td>2</td></cros-phaut<>	2
CROS-PHaut>ON	6	CROS-PHaut>CROS-PBande	2
CROS-PHaut <on< td=""><td>0</td><td>CROS-PHaut<cros-pbande< td=""><td>0</td></cros-pbande<></td></on<>	0	CROS-PHaut <cros-pbande< td=""><td>0</td></cros-pbande<>	0
CROS-PBande>ON	4	CROS-Fab>CROS-PBande	1
CROS-PBande <on< td=""><td>0</td><td>CROS-Fab<cros-pbande< td=""><td>2</td></cros-pbande<></td></on<>	0	CROS-Fab <cros-pbande< td=""><td>2</td></cros-pbande<>	2

Tableau 2. Tableau indiquant le nombre de patients présentant une intelligibilité significativement meilleure dans une condition par rapport à une autre, selon les résultats des tests statistiques de Khi-2 sur l'analyse logistique, en configuration dichotique avec bruit cocktail party.

### 3. Configuration dichotique inversée avec bruit blanc

La figure 5 représente les SRT exprimés en niveau de bruit (dB-SPL), des différents sujets, ainsi que le SRT moyen, dans la configuration dichotique inversée avec bruit blanc.

Pour chaque sujet, la figure indique les scores obtenus sans (ON) et avec appareillage CROS, pour les différents réglages programmés (CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBas).

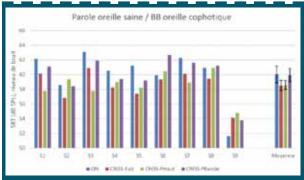


Figure 5. Valeurs des SRT des 4 conditions testées (ON, CROS-Fab, CROS-PHaut, CROS-PBande), en condition dichotique inversée chez les 9 patients appareillés en CROS en présence d'un bruit blanc. A droite est représentée la moyenne des SRT, la barre d'erreur représente l'erreur standard.

Dans la configuration dichotique inversée en présence de bruit blanc, la condition CROS-Fab dégrade significativement les performances par rapport à la condition ON pour 5 patients, et les améliore pour 1 patient.

Pour 1 patient l'intelligibilité est significativement améliorée en condition CROS-PHaut par rapport à la condition oreilles nues, et significativement dégradée pour 4 patients.

2 patients sont significativement plus performants en condition CROS-PBande qu'en condition oreilles nues et 1 patient est significativement plus performant en condition ON.

En ce qui concerne les réglages, l'intelligibilité est améliorée significativement pour 1 patient en condition CROS-PHaut par rapport à CROS-Fab. Elle est améliorée significativement pour 2 patients en condition CROS-Fab par rapport à CROS-PHaut.

L'intelligibilité est significativement améliorée pour 4 patients en condition CROS-PBande par rapport à CROS-PHaut et pour 3 patients en condition CROS-PBande par rapport à CROS-Fab.

CROS-Fab>ON	1		CROS-Fab>CROS-PHaut	
CROS-Fab <on< td=""><td>5</td><td> </td><td>CROS-Fab<cros-phaut< td=""><td></td></cros-phaut<></td></on<>	5		CROS-Fab <cros-phaut< td=""><td></td></cros-phaut<>	
CROS-PHaut>ON	1	[	CROS-PHaut>CROS-PBande	
CROS-PHaut <on< td=""><td>4</td><td></td><td>CROS-PHaut<cros-pbande< td=""><td></td></cros-pbande<></td></on<>	4		CROS-PHaut <cros-pbande< td=""><td></td></cros-pbande<>	
CROS-PBande>ON	2		CROS-Fab>CROS-PBande	
CROS-PBande <on< td=""><td>1</td><td></td><td>CROS-Fab<cros-pbande< td=""><td></td></cros-pbande<></td></on<>	1		CROS-Fab <cros-pbande< td=""><td></td></cros-pbande<>	

Tableau 3. Tableau indiquant le nombre de patients présentant une intelligibilité significativement meilleure dans une condition par rapport à une autre, selon les résultats des tests statistiques de Khi-2 sur l'analyse logistique, en configuration dichotique inversée avec bruit blanc

### 4. Configuration dichotique inversée avec bruit de « cocktail party »

La figure 6 représente les SRT exprimés en niveau de bruit (dB-SPL), des différents sujets, ainsi que le SRT moyen, dans la configuration dichotique inversée avec bruit de « cocktail party ».

Pour chaque sujet, la figure indique les scores obtenus sans (ON) et avec appareillage CROS, pour les différents réglages programmés (CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBas).

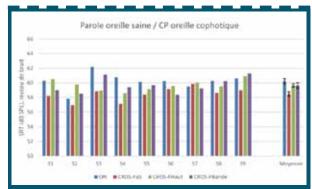


Figure 6. Valeurs des SRT des 4 conditions testées (ON, CROS-Fab, CROS-PHaut, CROS-PBande), en condition dichotique inversée chez les 9 patients appareillés en CROS en présence d'un bruit de « cocktail party ». A droite est représentée la moyenne des SRT, la barre d'erreur représente l'erreur standard

Dans la configuration dichotique inversée en présence de cocktail party, l'intelligibilité ON est significativement dégradée pour 6 patients avec le réglage CROS-Fab, pour 2 patients avec le réglage CROS-PHaut et pour 2 patients avec le réglage CROS-PBande. Pour 1 patient, elle est améliorée significativement en CROS-PHaut par rapport à la condition ON.

réglages CROS-PHaut et CROS-PBande améliorent significativement les performances pour 4 patients par rapport au réglage CROS-Fab. Pour 1 patient, le réglage CROS-PBande est meilleur que le réglage CROS-PHaut.

CROS-Fab>ON	0	CROS-Fab>CROS-PHaut	0
CROS-Fab <on< td=""><td>6</td><td>CROS-Fab<cros-phaut< td=""><td>4</td></cros-phaut<></td></on<>	6	CROS-Fab <cros-phaut< td=""><td>4</td></cros-phaut<>	4
CROS-PHaut>ON	1	CROS-PHaut>CROS-PBande	0
CROS-PHaut <on< td=""><td>2</td><td>CROS-PHaut<cros-pbande< td=""><td>1</td></cros-pbande<></td></on<>	2	CROS-PHaut <cros-pbande< td=""><td>1</td></cros-pbande<>	1
CROS-PBande>ON	0	CROS-Fab>CROS-PBande	0
CROS-PBande <on< td=""><td>2</td><td>CROS-Fab<cros-pbande< td=""><td>4</td></cros-pbande<></td></on<>	2	CROS-Fab <cros-pbande< td=""><td>4</td></cros-pbande<>	4

Tableau 4. Tableau indiquant le nombre de patients présentant une intelligibilité significativement meilleure dans une condition par rapport à une autre, selon les résultats des tests statistiques de Khi-2 sur l'analyse logistique, en configuration dichotique inversée avec



#### 5. Comparaison des réglages en fonction du bruit

La figure 7 représente les valeurs moyennes des SRT, pour les différentes conditions évaluées dans cette étude, en configuration dichotique et dichotique inversée pour évaluer si le type de bruit a un impact sur les scores de compréhension.

En configuration dichotique, les patients sont significativement plus résistants au bruit blanc qu'au bruit cocktail party (p<0,01), avec les réglages CROS-Fab et CROS-PBande. Pour les autres conditions de réglage, le type de bruit n'a pas d'effet sur les performances (p>0,05).

En configuration dichotique inversée il n'y a aucune différence significative (p>0,05) entre les scores obtenus en condition bruit blanc et ceux obtenus en condition cocktail party.

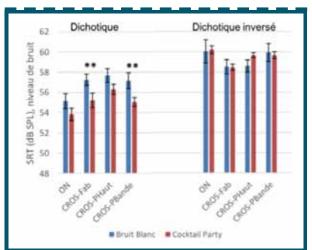


Figure 7. Valeurs moyennes des SRT dans toutes les situations testées. Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard. La partie gauche montre les SRT obtenus en configuration dichotique, la partie droite montre les SRT obtenus en configuration dichotique inversée. Pour chaque configuration, la figure indique les scores avec les patients appareillés en CROS pour les différentes conditions (ON, CROS-Fab, CROS-PHaut et CROS-PBande) et pour les 2 types de bruit.

#### **Discussion**

Nos résultats ont montré que les performances dans le bruit variaient en fonction de la configuration testée. Dans la configuration dichotique, les différents programmes testés sur le système CROS améliorent la valeur du SRT chez la plupart des patients par rapport à la condition oreilles nues (comme le prouvent de nombreuses études faites sur les bénéfices du système CROS). Les équipes de Kitterick (2016) et Peters (2015) attribuent cette amélioration à l'atténuation de l'effet d'ombre de la tête.

Quel que soit le type de bruit utilisé, les patients présentent les performances les plus élevées avec le réglage passe-haut (CROS-PHaut). Les réglages passe-bande (CROS-PBande) et CROS-Fab donnent des résultats sensiblement identiques et toujours meilleurs qu'en condition ON.

Le type de bruit utilisé lors des tests a un impact sur la compréhension dans le bruit pour le réglage fabricant (CROS-Fab) et passe-bande (CROS-PBande).

Pour la configuration dichotique inversée, dans le cas où un bruit blanc est utilisé, les performances des patients sont meilleures en condition ON; les réglages CROS-PBande sont ceux qui permettent d'obtenir les performances les plus proches de celles oreilles nues. Les résultats montrent que les réglages CROS-Fab et CROS-PHaut sont les plus délétères pour la compréhension dans le bruit, avec un léger avantage pour le réglage CROS-PHaut.

Dans le cas d'un bruit de type « cocktail party », le réglage fabricant est celui qui détériore le plus la compréhension dans le bruit. Les résultats obtenus avec les conditions CROS-PHaut et CROS-PBande se rapprochent le plus de ceux obtenus en condition ON, avec un avantage pour le réglage passe-haut (CROS-PHaut) qui donne un meilleur SRT.

Nous constatons que les performances, que ce soit en configuration dichotique et dichotique inversée, sont meilleures dans le cas du réglage passe-haut.

Dans les stratégies fabricant telles que Phonak, la tendance est de dire que les fréquences graves sont primordiales pour entendre et qu'il faut en ajouter lorsque l'on a de la parole dans le bruit, ce qui s'avère contradictoire avec nos résultats et les travaux de Mélanie Sonthonnax.

Dans le cas de la conduction osseuse avec l'Adhear de Medel, les résultats ne montrent pas de dégradation de la compréhension dans le bruit par rapport à l'oreille normale, contrairement au CROS aérien. De plus, l'audiométrie tonale présente un gain important dans les médiums et le début de fréquences aiguës mais très peu sur les graves et les très aigus. On émet l'hypothèse que cette amélioration s'explique par l'atténuation des fréquences graves ou encore par l'atténuation des fréquences graves et aiguës.

Grâce à des filtres passe-haut sur la BAHA, Pfiffner (2011) met en évidence que l'atténuation des fréquences inférieures à 1500 Hz dégrade moins les performances oreilles nues que les autres conditions (270 et 630 Hz) et fournit des performances significativement meilleures lorsque le bruit vient du côté cophotique. De plus cette atténuation ne réduit pas le bénéfice de la BAHA chez les patients atteints de cophose unilatérale dans la situation où la parole arrive du côté cophotique (S90-N0). Il explique cette observation par l'absence d'atténuation des basses fréquences par l'effet d'ombre de la tête; ainsi en atténuant les basses fréquences, les distorsions sont réduites et cela entraine une meilleure compréhension de la parole dans le bruit. (S0N90).

Les performances obtenues avec le réglage passe-haut pourraient s'expliquer par la réduction de l'effet filtre en peigne (se définissant comme le résultat de l'addition d'un signal sonore à une version décalée temporellement de lui-même. Le spectre subit des distorsions qui se manifestent par une alternance de pics et de creux). Les pics sont espacés à des fréquences qui sont des multiples entiers de la réciproque du décalage temporel.

Fréquence du picn = N (tous les entiers) / délai (secondes)

D'après une étude de Stone et Moore (1999), les 6 premiers pics contiennent une énergie significative. Le temps de traitement des aides auditives étant de l'ordre de 8 ms, cela signifie que les distorsions les plus importantes se produiront au moins jusqu'à 750 Hz.

En investiguant l'influence du temps de traitement des appareils sur la perception de la parole, Stone et Moore (1999) ont établi un lien entre degré de surdité sur les basses fréquences et tolérance au délai de traitement de l'aide auditive. Ils démontrent que la perturbation ressentie augmente avec le temps de traitement, et que la perturbation ressentie est moins importante pour des pertes auditives élevées sur les basses fréquences. Dans le cas d'une cophose unilatérale avec une oreille controlatérale normale, le son

# > DOSSIER

arrivant naturellement sur la bonne oreille et celui arrivant par le CROS vont créer une sensation dérangeante pour le patient.

Aussi, même si ce phénomène affecte toute la bande fréquentielle du signal d'un point de vue physique, d'un point de vue perceptif, il n'affecterait que modérément voire pas les médiums et les hautes fréquences. L'explication réside dans l'incapacité de l'oreille à discriminer des caractéristiques spectrales qui tombent à l'intérieur d'une bande critique, aussi appelée ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth = bande passante équivalente, cf figure 8). Si on fait entendre sur une même oreille un son complexe composé de deux sons purs de fréquences différentes mais proches, la tonie reste la même tant que l'écart entre ces deux fréquences est inférieur à la largeur de la bande critique. Dès que cet écart dépasse la largeur de la bande critique, la tonie augmente. Les distorsions ne sont plus perçues au-delà de 1000 Hz car les filtres sont plus élargis.

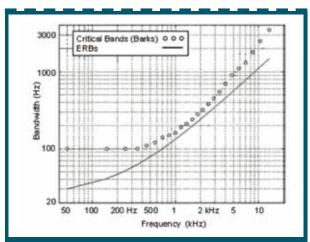


Figure 8. Largeur de bande critique (Bark) et largeur de bande rectangulaire équivalente (ERB) en fonction de la fréquence (adapted from Smith et Abel, 1999).

Une étude récente de Goehring et al. (2017) a mis en évidence que la condition la plus défavorable, en cas d'écoute de signaux traités avec un filtre en peigne, se produit lorsque les signaux direct et décalé en temps ont la même intensité sur l'ensemble de la gamme fréquentielle. La sensibilité à cette distorsion serait d'autant plus importante que la perte auditive est faible (figure 9).

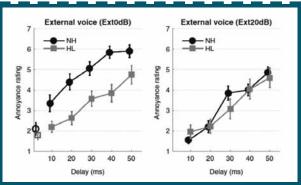


Figure 9. Lorsque le décalage entre le signal direct et décalé temporellement est de l'ordre de 10 ms, le signal est très dérangeant pour le normo-entendant (NH) lorsqu'il n'y a pas de différence d'intensité entre les signaux (partie gauche). Il est jugé « pas du tout perturbant » (proche de 1) lorsqu'il y a une différence de 20 dB entre ces 2 signaux (partie droite). D'après Goehring et al., (2017).

Dans le cas des patients appareillés en CROS, qui ont donc une oreille unique normale sensible au décalage temporel, il serait judicieux d'appliquer une différence d'intensité, en particulier dans les zones fréquentielles où l'effet filtre en peigne est susceptible de se produire, en appliquant une atténuation du signal.

#### Conclusion

Notre étude fait suite aux travaux de Mélanie Sonthonnax, les résultats de son étude ont mis en évidence une amélioration de la compréhension en milieux bruyants chez les patients atteints de SSD avec l'Adhear de Medel comparé au CROS aérien. Ces résultats s'expliqueraient par l'atténuation des basses fréquences. Nous nous sommes interrogés sur l'effet de cette atténuation sur les performances, lorsqu'elle est appliquée au CROS aérien.

Nos résultats ont montré qu'un réglage de type passe-haut, améliore les performances, par rapport au réglage fabricant et qu'il limite la dégradation de l'intelligibilité dans le cas où le bruit arrive du côté de la « mauvaise » oreille, par rapport à la condition oreilles nues.

Le réglage de type passe-bande améliore également la compréhension dans le bruit cocktail party, dans le cas où la parole arrive du côté de l'oreille « unique ».

Les résultats de cette étude nous indiquent que le réglage préconisé dans le cas de cophose unilatérale peut être potentiellement amélioré en reconsidérant l'atténuation des basses fréquences.

Nous avons vu que le principe des systèmes de débruitage des fabricants revient à réduire les graves (selon les fonctions d'importance fréquentielle) lorsqu'ils détectent un bruit en entrée d'appareils. Au vu des résultats on peut s'interroger sur l'intérêt de couper les graves de façon permanente chez les patients atteints de cophose unilatérale.

### Bibliographie

Bentler R, Chiou LK. Digital noise reduction: an overview. Trends Amplif. 2006 Jun;10(2):67-82.

Brons I, Houben R, Dreschler WA. Effects of noise reduction on speech intelligibility, perceived listening effort, and personal preference in hearing-impaired listeners. Trends Hear. 2014 Oct 13;18.

Finbow J, Bance M, Aiken S, Gulliver M, Verge J, Caissie R. A Comparison Between Wireless CROS and Bone-anchored Hearing Devices for Singlesided Deafness: A Pilot Study. Otol Neurotol. 2015 Jun;36(5):819-25.

Goehring T, Chapman JL, Bleeck S, Monaghan JJM. Tolerable delay for speech production and perception: effects of hearing ability and experience with hearing aids. Int J Audiol. 2018 Jan;57(1):61-68.

Harford E, Barry J. A rehabilitative approach to the problem of unilateral hearing impairment: the contralateral routing of signals CROS. J Speech Hear Disord. 1965 May;30:121-38.

Hol MK, Bosman AJ, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Bone-anchored hearing aid in unilateral inner ear deafness: a study of 20 patients. Audiol Neurootol. 2004 Sep-Oct;9(5):274-81.

Hol MK, Bosman AJ, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Bone-anchored hearing aids in unilateral inner ear deafness: an evaluation of audiometric and patient outcome measurements. Otol Neurotol. 2005 Sep;26(5):999-1006.

### DOSSIER <



Kitterick PT, Smith SN, Lucas L. Hearing Instruments for Unilateral Severe-to-Profound Sensorineural Hearing Loss in Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. Ear Hear. 2016 Sep-Oct;37(5):495-507.

Letowski TR, Scharine AA. Correlational analysis of speech intelligibility tests and metrics for speech transmission (ARL-TR-8227). US Army Research Laboratory. 2017

Lin LM, Bowditch S, Anderson MJ, May B, Cox KM, Niparko JK. Amplification in the rehabilitation of unilateral deafness: speech in noise and directional hearing effects with bone-anchored hearing and contralateral routing of signal amplification. Otol Neurotol. 2006 Feb;27(2):172-82.

Pavlovic CV. Derivation of primary parameters and procedures for use in speech intelligibility predictions. J Acoust Soc Am. 1987 Aug;82(2):413-22.

Peters JP, Smit AL, Stegeman I, Grolman W. Review: Bone conduction devices and contralateral routing of sound systems in single-sided deafness. Laryngoscope. 2015 Jan;125(1):218-26.

Pfiffner F, Kompis M, Flynn M, Asnes K, Arnold A, Stieger C. Benefits of low-frequency attenuation of baha® in single-sided sensorineural deafness. Ear Hear. 2011 Feb;32(1):40-5.

Smith JO, Abel JS. Bark and ERB bilinear transforms. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing. 1999 Nov;7(6):697-708.

Sonthonnax Mélanie. « Évaluation d'un nouveau dispositif à conduction osseuse : l'ADHEAR de Medel », Mémoire, Université Lyon 1, 2018.

Stone MA, Moore BC. Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses. Ear Hear. 1999 Jun;20(3):182-92.

Studebaker GA, Pavlovic CV, Sherbecoe RL. A frequency importance function for continuous discourse. J Acoust Soc Am. 1987 Apr;81(4):1130-8.

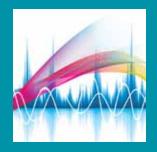
Wazen JJ, Spitzer JB, Ghossaini SN, Fayad JN, Niparko JK, Cox K, Brackmann DE, Soli SD. Transcranial contralateral cochlear stimulation in unilateral deafness. Otolaryngol Head Neck Surg. 2003 Sep;129(3):248-54.

Westerkull P. 2004. Hearing Aid Apparatus. US patent US 2004/0234091 A1.

# 丙 chroniques dyapason

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





# > Veille Technique

### Les innovations des industriels

# ReSound GN

Évolution de la directivité selon la stratégie binaurale de ReSound : Directivité All Access et Ultra Focus

Jennifer Groth, MA, GN Hearing A/S

#### Résumé

Les malentendants utilisent les aides auditives dans un large éventail d'environnements acoustiques y compris, pour une durée non négligeable, dans des environnements peu complexes. Leurs préférences et leurs objectifs d'écoute vont donc varier. Par conséquent, il est important de fournir la meilleure expérience auditive possible dans toutes les situations rencontrées. Organic Hearing (audition organique) s'inscrit dans la continuité de notre philosophie acoustique qui pousse ReSound à développer des solutions auditives où la technologie doit imiter l'audition naturelle, le comportement d'écoute naturel et reproduire les situations de la vie quotidienne. ReSound ONE™ intègre l'innovation de directivité avancée All Access Directionality (Directivité All Access) pour bien entendre dans tous les environnements de la vie quotidienne et basée sur des preuves scientifiques de l'écoute binaurale naturelle. À cela s'ajoute la directivité Ultra Focus. Elle peut être activée par les utilisateurs pour mieux entendre les conversations face-à-face dans des situations particulièrement bruyantes dans lesquelles une focalisation peut être pertinente.

Le traitement du signal des aides auditives actuelles est souvent conçu pour résoudre les problèmes se produisant dans des environnements d'écoute particuliers. Par exemple, une fonction de réduction du bruit pour rendre un son plus confortable en ambiance très bruyante comme le trafic automobile. Cependant, le degré de réduction du bruit appliqué dans le trafic peut ne pas être celui préféré dans un environnement aussi bruyant mais différent. Les technologies de traitement du son sont bénéfiques, mais les avantages et inconvénients relatifs peuvent varier selon la situation d'écoute mais surtout en fonction des préférences et des intentions des utilisateurs. Pour résoudre ce dilemme. les aides auditives actuelles tentent d'utiliser des algorithmes pour contrôler la façon dont elles appliquent le traitement du signal dans différents environnements acoustiques afin que l'utilisateur puisse bénéficier de la technologie sans avoir à s'en soucier. Le récent sondage Marke-Trak10 illustre que l'automatisation des fonctions complexes des aides auditives est une bonne idée. Alors que les aides auditives avec systèmes directionnels sont associées à une plus grande satisfaction des utilisateurs, seulement 28% d'entre eux sont certains que leurs aides auditives possèdent ou non un système directionnel1. Il est facile de ne pas ressentir le bénéfice d'une technologie lorsque nous ne savons pas qu'elle existe ou comment y accéder. Pourtant, une des fonctions que toutes les aides auditives haut de gamme pilotent en fonction de l'environnement acoustique est le système directionnel.

#### GN Making Life Sound Better

Les microphones directionnels sont présentés comme notre solution intégrée la plus efficace pour aider les utilisateurs à mieux entendre dans le bruit. La plupart de nos aides auditives incluent aujourd'hui non seulement des systèmes de microphones directionnels, mais également un pilotage automatique de la technologie. Une aide auditive peut proposer des niveaux de complexité dans le traitement du signal provoquant une modification des caractéristiques directionnelles considérables. Le plus souvent, le niveau de complexité approprié est sélectionné par l'audioprothésiste. Ainsi, la directivité automatique sera contrôlée par la façon dont l'algorithme analyse la vie réelle. En général, une grande attention est accordée à l'explication des bénéfices du directionnel, mais relativement peu de temps est accordé à la manière dont la directivité est pilotée. Cela revient à prédire l'issue probable d'une course automobile en considérant uniquement les caractéristiques de la voiture, mais pas les capacités du conducteur.

#### Organic hearing S'inspirer de la nature pour l'architecture du système directionnel

Traditionnellement les algorithmes de directivité se concentrent sur l'amélioration du rapport signal/bruit au niveau de l'oreille pour une parole située à l'avant sans considération de l'analyse corticale de l'utilisateur ou de ses intentions et envies d'écoute. Depuis ses débuts, ReSound s'est inspiré de la nature



pour développer des solutions auditives. Cette philosophie est ancrée dans Organic Hearing, Depuis plus d'une décennie. ReSound a poursuivi une stratégie binaurale unique fondée sur des preuves scientifiques pour designer la technologie directionnelle dans les aides auditives2. Le terme « binaural » implique que cette stratégie de traitement sophistiqué effectué par le cerveau sur le son capté par les deux oreilles ne peut être dupliqué ou remplacé. Par conséquent, la stratégie ReSound vise à soutenir et à exploiter la capacité auditive binaurale naturelle du cerveau.

À mesure que la technologie progresse, la stratégie binaurale évolue. Avec ReSound ONE, une nouvelle version est introduite. Elle reste fidèle à la stratégie binaurale tout en incorporant un traitement avancé basé sur la formation de faisceaux directionnels binauraux synchronisés (e2e): All Access Directionality. Dans cet article, la justification de la stratégie binaurale ReSound est présentée ainsi que la façon dont elle est appliquée dans la directivité All Access.

#### Faisceau directionnel binaural - avantages et inconvénients

ReSound ONE est construit sur une plate-forme considérablement améliorée qui ajoute la possibilité de diffuser du son sans fil d'une oreille à l'autre. Cela permet de créer une directivité très étroite via des faisceaux binauraux. Ils s'établissent en utilisant le signal des 4 microphones, sur une paire d'aides auditives synchronisées, pour former un signal monaural hautement directionnel. Ce signal monaural est ensuite délivré aux deux oreilles. Avec notre stratégie de faisceaux binauraux, l'amélioration de la reconnaissance de la parole dans le bruit dans des conditions de laboratoire a été rapportée comme

supérieure à ce qui est typique avec des aides auditives directionnelles fonctionnement indépendant<sup>3</sup>. Cependant, les tests dans des conditions plus complexes ont montré que l'avantage était plus modeste<sup>4,5</sup>. Nous pensons que cela est dû au manque de repères spatiaux binauraux avec les faisceaux directionnels. Les repères spatiaux binauraux aident les auditeurs à localiser et à séparer les flux sonores concurrents dans des situations d'écoute complexes et réalistes. Les différences interaurales de temps (ITD) dans les basses fréquences sont le point critique pour aider les auditeurs dans des conditions réalistes. Par exemple, Best et al<sup>6</sup> ont testé un algorithme de faisceaux binauraux à filtrage passe-haut où la fréquence de chevauchement (coupure) variait de sorte que les repères spatiaux basses fréquences étaient préservés dans une certaine mesure. Lorsque le bruit modulé est utilisé comme masque, les sujets avec et sans perte auditive ont montré un avantage robuste quelle que soit la fréquence de chevauchement. Dans des conditions plus difficiles avec des masqueurs de type parole, le bénéfice global était moindre, et le bénéfice moyen n'a été montré que pour les fréquences de chevauchement de 800 Hz et plus. Ces résultats confirment que les indices ITD contenus dans les basses fréquences sont utiles pour la ségrégation et le traitement de la parole dans des conditions réalistes. L'audibilité des sons ne se trouvant pas dans le plan frontal est dégradée par l'utilisation de faisceaux directionnels binauraux. Dans de nombreuses situations où les utilisateurs souhaitent mieux entendre, suivre une conversation implique des changements rapides des locuteurs et des sujets, ainsi que de séparer les voix des locuteurs qui s'entremêlent. Les voix peuvent devenir le bruit de fond. Les utilisateurs doivent constamment se réorienter vers le nouveau locuteur

pour satisfaire les conditions de perceptions. En revanche, les tests de laboratoire sur la directivité des aides auditives sont souvent effectués avec un emplacement fixe du signal utile pour les différentes phases du test. La tâche est rendue plus facile. Les auditeurs n'ont pas besoin de déployer des efforts pour trouver le discours cible, car ils savent que ce sera toujours dans la direction à chaque phase. De nombreuses études où des faisceaux binauraux sont testés ont montré qu'un emplacement imprévisible de la parole cible entrave la reconnaissance de la parole dans le bruit4,5. Certaines études ont utilisé des dispositifs d'analyse de mouvement de la tête pour étudier le comportement lors de l'orientation-investigation vers de nouvelles sources cibles et l'interaction avec la directivité des aides auditives. Une directivité plus forte interfère avec la capacité des auditeurs à suivre les sources cibles lorsqu'elles changent de position<sup>7,8</sup>. Il a été estimé qu'une atténuation des sons hors du plan frontal de plus de 12 dB rendrait les systèmes directionnels inutilisables dans les conversations en mouvement, comme cela est typique dans les conversations de groupe8.

Les systèmes de directivités adaptatives sont aussi une source potentielle de problèmes. Ils sont censés être avantageux car ils changent leurs modèles directionnels pour annuler la source de bruit la plus dominante dans l'hémichamp arrière. Cependant, pour les RSB plus pauvres, il a été démontré que les systèmes de directivité adaptative interfèrent avec la localisation9. Une théorie indique que cela pourrait être dû au fait que le système directionnel change rapidement ses caractéristiques à mesure que le bruit de fond devient plus diffus. Cela pourrait fausser les différences intéraurales d'intensité (ILD) de manière imprévisible, perturbant ainsi la capacité de localisation et donc de compréhension.



# Algorithme de directivité binaurale par resound avec préservation des indices de localisation spatiale

L'algorithme de directivité binaurale de ReSound utilisé dans la directivité All Access établit un équilibre entre l'optimisation du RSB du plan frontal, l'écoute du son hors plan et la préservation des indices de localisation spatiale (ILS). Il permet une réorientation rapide vers une nouvelle source de parole changeante ou en mouvement. Un système multi bande spécifique est appliqué d'une façon innovante et différente pour atteindre ces objectifs. De plus, une pondération adaptative de la gestion du bruit sur les deux aides auditives peut améliorer les avantages du faisceau binaural lorsque le bruit qui entoure l'utilisateur n'est pas homogène.

#### Système multi bandes

Les figures 1 et 2 conceptualisent notre système multi bandes. La figure 1 illustre la façon dont le son est séparé en sortie de chaque système directionnel à double microphone et diffusé à la sortie controlatérale pour être mixé au signal ipsilatéral. Pour la bande des basses fréquences, une intégration omnidirectionnelle est appliquée. Cela est cohérent avec l'approche de directivité multi bandes préservant les signaux ITD à basse fréquence que ReSound utilise depuis plus de 10 ans. Il a été démontré que cette approche est préférée à la directivité large bande pour la qualité sonore10,11 et permet une meilleure localisation globale par rapport à la directivité large bande<sup>12</sup>. Les performances de reconnaissance vocale dans le bruit sont équivalentes avec cette approche par rapport à la directivité large bande avec système dit Open. Notons que les résultats s'améliorent avec les embouts sur-mesures<sup>13</sup>.

La bande médiane (fréquences médiums) couvre la plage de fréquences où le poids des informations de parole est le plus important<sup>14</sup>. La directivité binaurale n'est appliquée que dans cette bande. En fonction de l'audiogramme, la fréquence de coupure est ajustée entre la bande basse et la bande médiane. Les utilisateurs présentant des pertes auditives plus sévères sont plus susceptibles d'avoir un embout fermé et il est probable que la directivité soit plus

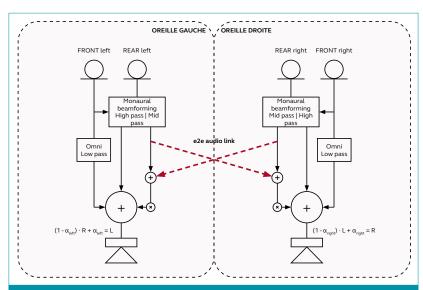


Figure 1. Architecture de la directivité binaurale. Les flèches rouges indiquent que le son du système directionnel à double microphone de chaque aide auditive est diffusé et ajouté à la sortie de l'autre pour former un faisceau directionnel plus robuste. Cela se produit uniquement dans la bande de fréquences de haute importance pour la parole, tandis qu'un traitement qui préserve les indices de localisation spatiale (ILS) est appliqué sur les autres bandes.

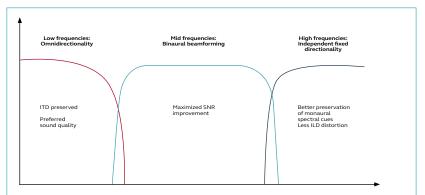


Figure 2. La directivité binaurale ReSound applique une forte directivité dans la bande médiane, tout en préservant les ILS dans les bandes de basses et hautes fréquences.

avantageuse sur une plage de fréquences plus large<sup>11</sup> (point de flexion plus bas). Au-dessus de 5000 Hz, une directivité fixe monaurale est appliquée afin de préserver les signaux spectraux monauraux de hautes fréquences provenant du pavillon et de minimiser l'impact des modèles directionnels adaptatifs sur les ILD.

Par rapport à l'approche traditionnelle de la directivité ReSound, la nouvelle directivité binaurale a le potentiel d'améliorer l'indice de directivité pondéré par l'indice d'articulation (Al-Dl)<sup>15</sup> d'environ 2 dB. La figure 3 illustre, sur quatre fréquences de coupure, l'amélioration de l'Al-Dl par comparaison d'un omnidirectionnel avec le système multi bandes précédent de ReSound et avec la nouvelle directivité binaurale de ReSound.

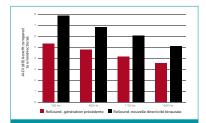


Figure 3. Amélioration de l'Al-DI par rapport à l'omnidirectionnel versus mode multi bandes précédent et versus nouvelle directivité binaurale ReSound. L'avantage est plus grand pour la nouvelle approche quelle que soit la fréquence de coupure.

Une caractéristique supplémentaire du faisceau binaural peut ajouter un bénéfice dans certains environnements où le bruit n'est pas réparti uniformément. Par exemple, lorsque vous êtes assis dans un restaurant modérément bruyant, une



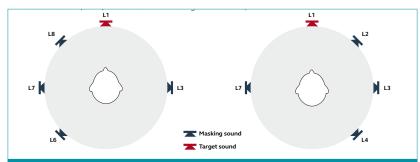


Figure 4. Configuration pour tester la pondération de la directivité binaurale. Le bruit de la cafétéria a été présenté principalement à droite ou à gauche, avec un discours présenté de face.

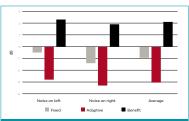


Figure 5. Le RSB s'est améliorée d'un peu plus de 2 dB avec la pondération adaptative du faisceau binaural lorsque le bruit était principalement situé à gauche ou à droite.

table située à côté peut être plus bruyante que les autres. Dans ce type de situation, la directivité binaurale est conçue pour exploiter l'effet d'ombre de la tête en pondérant de manière adaptative le signal du côté le moins bruvant avec un faisceau directionnel étroit supprimant efficacement une partie du bruit. Plus la différence de niveau de bruit entre les deux aides auditives est importante, plus le poids appliqué au signal du côté le moins bruyant sera important. Cela a le potentiel d'améliorer le RSB dans des environnements de bruits asymétriques par rapport à une directivité adaptative symétrique avec un mixage égal des signaux des deux aides auditives.

L'effet de cette pondération a été testé avec 10 utilisateurs dont l'audition est considérée comme normale. Ils ont été soumis à un exercice de compréhension dans le bruit16 dans quatre conditions avec un bruit masquant type cafétéria. Le bruit était principalement présenté à droite ou à gauche (figure 4). Pour chaque configuration de bruit, les tests ont été effectués avec et sans la pondération du côté le moins bruyant avec la nouvelle directivité binaurale. Les performances étaient légèrement, mais pas de manière significative, meilleures pour la directivité pondérée et non pondérée avec le bruit à gauche qu'avec le bruit à droite (figure 5). En moyenne, les performances se sont améliorées d'un peu plus de 2 dB lorsque la pondération a été appliquée au côté le moins bruyant.

## Une stratégie binaurale pour imiter la directivité naturelle

Les auditeurs utilisent naturellement et inconsciemment différentes stratégies d'écoute en fonction des caractéristiques de l'environnement et des objectifs dans une situation donnée. Par exemple, si vous vous promenez dans une rue calme, la façon dont vous écoutez ne sera pas la même que si vous parlez à quelqu'un lors d'une fête avec le brouhaha de nombreuses personnes qui parlent et la musique en arrière-plan. Dans la rue calme, vous restez conscient de ce qui se passe autour de vous. Vous pourriez entendre un joggeur s'approcher par derrière et vous savez juste quand vous mettre un peu de côté, et du bon, pour lui laisser la place de passer. Une personne peut vous saluer et vous saurez intuitivement où regarder pour répondre. En revanche, lorsque vous conversez pendant une réunion bruyante, vous regardez la personne avec qui vous voulez parler pour bénéficier des informations visuelles. Vous pouvez vous rapprocher de la personne ou tourner légèrement la tête pour entendre au mieux sa voix. L'audibilité et la clarté de la voix de cette personne sont les plus importantes. Parce que la façon dont vous écoutez et vos objectifs d'écoute sont différents selon la situation, la technologie des aides auditives doit être conçue pour prendre en charge différentes manières d'écouter plutôt que d'imposer des schémas rigides. Le système Directivité All Access utilise l'analyse de l'environnement acoustique pour piloter bilatéralement les aides auditives ReSound ONE. Il sélectionne parmi trois modes d'écoute différents les paramètres optimaux pour imiter stratégies de l'écoute naturelle. Nous appelons ces modes : Spatial Preservation (Préservation

Repères Spatiaux), Binaural Listening (Ecoute Binaurale) et Speech Intelligibility (Intelligibilité de la Parole).

#### **Spatial Cue Preservation**

Le mode de préservation des repères spatiaux de Directivité All Access met l'accent sur le naturel et la qualité sonore globale. Bien que les microphones directionnels aident à entendre dans le bruit, ils présentent des inconvénients qui peuvent perturber ce qui est le plus important pour les utilisateurs dans certaines situations. Il a été constaté que les utilisateurs préféraient la qualité sonore avec un traitement omnidirectionnel à un traitement directionnel dans des environnements d'écoute silencieux ou de faible complexité<sup>17,18,19</sup>. Étant donné que les utilisateurs portent, en moyenne, davantage leurs aides auditives dans ces types d'environnements que dans d'autres<sup>20</sup>, il est tout aussi important d'améliorer l'expérience d'écoute dans des environnements simples que dans des environnements bruyants complexes. En outre, des enquêtes telles que MarkeTrak et EuroTrak montrent régulièrement que les utilisateurs sont très satisfaits des bénéfices dans ce type d'environnements. Il n'y a donc pas besoin de stratégies agressives pour améliorer le RSB ou réduire le bruit qui pourraient alors déformer et dégrader la qualité globale du son<sup>21</sup>. Un moyen d'améliorer la qualité du son est de préserver autant que possible les indices spatiaux afin que les utilisateurs puissent séparer et localiser (direction et distance) les sons de l'environnement. Le Spatial Sense aide à maintenir les indices spatiaux que le système auditif utilise pour construire une représentation 3D auditive de l'environnement. Spatial Sense compense trois problèmes liés aux aides auditives qui peuvent interférer avec les repères spatiaux. Premièrement, placement des microphones au-dessus du pavillon supprime l'effet pavillonnaire<sup>22,23</sup>. Deuxièmement, placement des microphones au-dessus du pavillon déforme les ILD<sup>24</sup>. Et enfin, la compression dynamique étendue avec fonctionnement indépendamment entre les deux aides auditives peut aussi déformer les ILD<sup>25</sup>. Avec les écouteurs (RIEs) standards, Spatial Sense fournit un algorithme de compensation du pavillon basé sur les caractéristiques moyennes de l'oreille, ce qui améliore la localisation avant-arrière par rapport à l'omnidirectionnelle26 et réduit les erreurs



estimées d'ILD<sup>27</sup>. Le Spatial Sense intègre également un algorithme de compression binaurale conçu pour préserver les ILD naturels. Le nouvel écouteur M&RIE disponible pour ReSound ONE est également composé d'un microphone préservant ainsi complètement la fonction de transfert naturelle de l'oreille de chaque individu offrant une qualité sonore préférée par rapport à Spatial Sense qui était déjà préféré<sup>28</sup>.

#### **Binaural Listening**

De nombreux environnements d'écoute sont complexes et dynamiques. Il peut y avoir plusieurs locuteurs et sources de bruit dont les emplacements relatifs changent. Une personne ayant une audition normale pourrait choisir et se concentrer sur les sons qu'elle souhaite. Elle pourrait également déplacer son attention parmi les différentes sources, en accordant une pondération sur ce qui l'intéresse ou en suivant des conversations entre plusieurs locuteurs. En revanche, la plupart des aides auditives qui choisissent les paramètres directionnels des microphones supposent que le signal d'intérêt est soit la parole devant l'utilisateur, soit la parole la plus forte détectée. Ce système verrouille l'utilisateur sur une conversation. De toute évidence, ces hypothèses sur le signal d'intérêt seront parfois en contradiction avec les objectifs d'écoute d'un individu. Cord et al<sup>29</sup> ont constaté que si le signal pertinent, lors de l'écoute active, est en mouvement alors l'utilisateur ne le regarde pas environ 1/3 du temps. Les solutions qui fixent les deux aides auditives sur un système directionnel dans ces situations peuvent ne pas être utiles.

Le Binaural Listening est basé sur le principe que les auditeurs peuvent profiter de l'emplacement anatomique des oreilles pour choisir d'améliorer ou de supprimer certains signaux. Lorsque l'environnement est modérément complexe, les auditeurs évitent de s'appuyer principalement sur des indices spatiaux, en s'appuyant plutôt sur l'oreille qui a la meilleure représentation du son attendu. En d'autres termes, l'auditeur utilise l'effet meilleure oreille. Cette directivité bilatérale naturelle contribue à cette capacité de focalisation et d'oreille dominante pour le RSB30. Cette idée a été étendue aux microphones directionnels des aides auditives et s'est avérée vraie. Lorsqu'ils sont équipés d'un microphone directionnel d'un côté et d'un microphone omnidirectionnel de l'autre,

les utilisateurs présentent les mêmes performances que lorsqu'ils sont équipés de microphones directionnels sur les deux oreilles dans la configuration de test parole dans le bruit classique<sup>31,32</sup>. L'oreille recevant le faisceau directionnel délivre un avantage perceptuel. Pour un utilisateur, l'interaction entre l'intention d'écoute et l'environnement acoustique signifie que la meilleure oreille n'est pas nécessairement adaptée à un microphone directionnel, car la réponse directionnelle peut gêner l'accès à la localisation souhaitée en ajoutant un effet d'ombre ou un effet tunnel.

Une idée innovante a permis d'appliquer une technologie directionnelle de telle sorte qu'elle préserve la capacité du cerveau à orienter la focalisation. Elle évite le principal inconvénient de la technologie traditionnelle qui limite l'audibilité des sons hors faisceau. Le mode d'écoute binaurale (Binaural Listening) optimise les modèles de directivité spatiale sur les deux oreilles pour assurer la pérennité de l'effet « meilleure oreille » quelle que soit la localisation du signal utile dans l'environnement. Les avantages de ce mode d'écoute pour l'identification et la compréhension de la parole hors faisceau par rapport aux aides auditives haut de gamme avec une directivité étroite ont été démontrés par Jespersen et al5. Ces résultats ont montré des performances presque équivalentes lorsque la parole cible était devant, mais une grande supériorité du mode Binaural Listening lorsque la parole vient de côté ou de derrière. Comme indiqué précédemment, d'autres chercheurs ont également les inconvénients d'une démontré directivité étroite dans la localisation et le suivi de la parole cible.

La directivité All Access intègre une directivité étroite binaurale pour améliorer l'avantage directionnel lorsque le signal utile est en face. À première vue, cela peut sembler contraire au but du mode d'écoute binaurale, mais ce n'est pas le cas si elle exploitée à bon escient. En effet, la directivité étroite binaurale est formée en utilisant une composition de signal des deux aides auditives mais délivrée uniquement à l'une et avec une réponse omnidirectionnelle optimisée maintenue sur l'autre pour garantir l'accès aux sons qui ne sont pas devant l'utilisateur. La combinaison de ces modèles de directivité offre un plus grand démasquage binaural, offrant à l'utilisateur de meilleures possibilités d'intelligibilité.

#### **Speech Intelligibility**

Dans certains environnements conversations sont mélangées au bruit diffus. Dans ce cas, un auditeur utilise une stratégie d'écoute où il fait face à l'interlocuteur pour maximiser les indices visuels ainsi que l'audibilité de la voix de la personne. Il a été démontré qu'une réponse directionnelle bilatérale peut améliorer la reconnaissance de la parole dans le plan frontal par rapport à une réponse asymétrique lorsque le bruit de fond est diffus<sup>33,34</sup>. Pour favoriser au mieux cette stratégie d'écoute, le système Speech Intelligibility ajoute à la technologie de directivité binaurale un faisceau directionnel très étroit. Comme décrit précédemment, cette technologie est unique dans les résultats d'amélioration du RSB dans les fréquences importantes de la parole tout en préservant les indices de localisation spatiale binauraux.

#### **Ultra focus**

Dans certaines situations, un utilisateur souhaite se concentrer sur une conversation (i.e. en tête-à-tête). Pour la première fois, ReSound propose un programme manuel Ultra Focus avec ReSound ONE. Il permet aux utilisateurs de prendre la main sur les paramètres automatiques dans ces circonstances particulières. Par exemple, les halls de gare sont des endroits notoirement bruyants où il peut être difficile d'entendre l'agent de billetterie. Avec d'autres signaux de parole à proximité (conversations, annonces, etc) la technologie All Access Directionality pourrait se diriger vers le mode d'écoute binaurale. Mais parce que l'intention de l'utilisateur est d'entendre une seule personne dans un environnement difficile, il peut être préférable de passer manuellement sur Ultra Focus. Ce programme d'écoute est spécialement conçu pour maximiser le RSB et la clarté de la parole pour une conversation en tête-à-tête.

Les paramètres d'Ultra Focus incluent l'activation du faisceau binaural au niveau de la fréquence de coupure la plus basse (550 Hz). Ceci peut améliorer le RSB jusqu'à 2 dB, ou approximativement une amélioration de 30% de la reconnaissance vocale dans un milieu bruyant. La clarté du signal est la priorité dans Ultra Focus. C'est pourquoi un schéma de constantes de temps lentes est utilisé pour maintenir l'enveloppe temporelle de la parole ainsi que des changements à court terme pour



préserver le modèle spectral qui véhicule des informations de parole<sup>35,36</sup>. Cela permet de restituer au mieux les changements rapides d'intensité afin de préserver les ILD essentiels à la localisation. Les environnements acoustiques où les utilisateurs peuvent vouloir activer Ultra Focus sont susceptibles d'être réverbérants et bruyants. Le réducteur de bruit NoiseTracker II est donc réglé à un niveau modéré. Ce choix assure une distorsion minimale du signal<sup>21</sup> et s'appuie sur des résultats récents indiquant que l'utilisation d'une forte réduction du bruit dans un milieu réverbérant affecte négativement le RSB, la reconnaissance vocale et l'effort d'écoute sans augmenter considérablement le confort d'écoute<sup>37</sup>.

#### Résumé

Les systèmes directionnels peuvent être avantageux et sont associés à une plus grande satisfaction. Cependant, selon le contexte, de nombreux utilisateurs d'aides auditives ne ressentent pas les fonctionnalités avancées de leurs aides auditives, et notamment les algorithmes de directivité. Ainsi, le mécanisme de contrôle de la directivité peut s'avérer aussi important que la technologie de traitement du son pour le bénéfice et l'implication de l'utilisateur. Poussé par la philosophie Organic Hearing, ReSound ONE reste fidèle à la stratégie auditive binaurale fondée sur des preuves scientifiques pour piloter des systèmes directionnels avec la directivité All Access. Dans le même temps, Directivité All Access ajoute une stratégie de directivité binaurale avancée qui améliore la reconnaissance vocale dans le bruit sans éliminer les indices spatiaux importants pour une expérience auditive la plus naturelle possible.

#### Références

- Picou EM. MarkeTrak 10 (MT10) Survey Results Demonstrate High Satisfaction with and Benefits from Hearing Aids. Seminars in Hearing. 2020; 41(1):21-36.
- Groth J. Hearing aid directionality with binaural processing. AudiologyOnline. 2016 May. Available from www.audiologyonline.com.
- Appleton J, König G. Improvement in speech intelligibility and subjective benefit with binaural beamformer technology. Hearing Review. 2014;21(10):40-2.
- Picou EM, Aspell E, Ricketts TA. Potential benefits and limitations of three types of directional processing in hearing aids. Ear and Hearing. 2014 May 1;35(3):339-52.

- Jespersen CT, Kirkwood B, Groth J. Effect of directional strategy on audibility of sounds in the environment for varying hearing loss severity. Canadian Audiologist. 2017;4(6). Available from: http://canadianaudiologist.ca/ issue/volume-4-issue-6-2017/directionalstrategy-feature/.
- Best V, Roverud E, Mason CR, Kidd Jr G. Examination of a hybrid beamformer that preserves auditory spatial cues. The Journal of the Acoustical Society of America. 2017 Oct 12;142(4):EL369-74.
- Brimijoin WO, Whitmer WM, McShefferty D, Akeroyd MA. The effect of hearing aid microphone mode on performance in an auditory orienting task. Ear Hear. 2014; 35(5): e204-e212.
- Archer-Boyd AW, Holman JA, Brimijoin WO. The minimum monitoring signal-to-noise ratio for off-axis signals and its implications for directional hearing aids. Hearing Research. 2018. Jan 1:357:64-72.
- Van den Bogaert T, Klasen TJ, Moonen M, Van Deun L, Wouters J. Horizontal localization with bilateral hearing aids: Without is better than with. The Journal of the Acoustical Society of America. 2006 Jan;119(1):515-26.
- Groth J, Laureyns M, Piskosz M. Double-blind study indicates sound quality preference for surround sound processor. Hearing Review. 2010;17(3):36-41.
- 11. Goyette A, Crukley J, Galster J. The Effects of Varying Directional Bandwidth in Hearing Aid Users' Preference and Speech-in-Noise Performance. American Journal of Audiology. 2018 Mar 8;27(1):95-103.
- 12. Groth J, Laureyns M. Preserving localization in hearing instrument fittings. The Hearing Journal. 2011 Feb 1:64(2):34-8.
- Møller K, Jespersen C. The Effect of Bandsplit Directionality on Speech Recognition and Noise Perception. Hearing Review Products. 2013 Jun:8-10.
- Pavlovic CV. Band importance functions for audiological applications. Ear and Hearing. 1994 Feb;15(1):100-4.
- 15. Ricketts TA. Directional hearing aids. Trends in Amplification. 2001 Dec;5(4):139-76.
- Bo Nielsen J, Dau T, Neher T. A Danish open-set speech corpus for competingspeech studies. The Journal of the Acoustical Society of America. 2014 Jan;135(1):407-20.
- 17. Walden B, Surr R, Cord M, Dyrlund O. Predicting hearing aid microphone preference in everyday listening. J Am Acad Audiol. 2004:15;365-96.
- 18. Walden B, Surr R, Cord M, Grant K, Summers V, Dittberner A. The robustness of hearing aid microphone preferences in everyday environments. J Am Acad Audiol. 2007:18:358-79.
- Preves DA, Sammeth CA, Wynne MK. Field trial evaluations of a switched directional/ omnidirectional In-The-Ear hearing instrument. Journal of the American Academy of Audiology. 1999 May 1;10(5):273-84.
- Humes LE, Rogers SE, Main AK, Kinney DL.
   The acoustic environments in which older adults wear their hearing aids: insights from datalogging sound environment classification.

   American Journal of Audiology. 2018 Dec 6;27(4):594-603.
- 21. Rallapalli V, Anderson M, Kates J, Balmert L, Sirow L, Arehart K, Souza P. Quantifying the Range of Signal Modification in Clinically Fit Hearing Aids. Ear and Hearing. 2020 Mar 1;41(2):433-41.

- 22. Orton JF, Preves D. Localization as a function of hearing aid microphone placement. Hearing Instruments. 1979: 30(1); 18-21.
- 23. Westerman S, Topholm J. Comparing BTEs and ITEs for localizing speech. Hearing Instruments. 1985: 36(2); 20-24.
- 24. Udesen J, Piechowiak T, Gran F, Dittberner A. Degradation of spatial sound by the hearing aid. Proceedings of ISAAR 2013: Auditory Plasticity Listening with the Brain. 4th Symposium on Audiological Research. August 2013, Nyborg, Denmark. Dau T, Santurette S, Dalsgaard JC, Tanebjaerg L, Andersen T, Poulsen T eds.
- 25. Kollmeier B. Peissig J. Hohmann V. Realtime multiband dynamic range compression and noise reduction for binaural hearing aids. Journal of Rehabilitation Research and Development. 1993; 30: 82-94.
- Carette E, Van den Bogaert T, Laureyns M, Wouters J. Left-right and front-back spatial hearing with multiple directional microphone configurations in modern hearing aids. J Am Acad Audiol 2014;25(9):791-803.
- Groth J. The technical proof for clearer, fuller and richer sound with ReSound LiNX Quattro. ReSound white paper. 2018.
- 28. Groth J. An innovative RIE receiver with microphone in the ear lets users "hear with their own ears". ReSound white paper. 2020.
- Cord MT, Surr RK, Walden BE, Dittberner AB.
   Ear asymmetries and asymmetric directional microphone hearing aid fittings. American Journal of Audiology. 2011.
- 30. Zurek PM. Binaural advantages and directional effects in speech intelligibility. In G. Studebaker & I. Hochberg (Eds.), Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance. Boston: College-Hill, 1993.
- 31. Cord MT, Walden BE, Surr RK, Dittberner AB. Field evaluation of an asymmetric directional microphone fitting. J Am Acad Audiol. 2007;18:245-56.
- 32. Bentler RA, Egge JLM, Tubbs JL, Dittberner AB, Flamme GA. Quantification of directional benefit across differentpolar response patterns. J Am Acad Audiol. 2004:15;649-59.
- 33. Hornsby B. Effects of noise configuration and noise type on binaural benefit with asymmetric directional fittings. Seminar presented at: 155th Meeting of the Acoustical Society of America; June 30-July 4, 2008; Paris, France.
- 34. Kirkwood B, Jespersen CT. How asymmetric directional hearing aid fittings affect speech recognition. Canadian Audiologist;4(1). Available from: https://www.canadianaudiologist.ca/issue/volume-4-issue-1-2017/asymmetric-speech-recognition-feature/.
- 35. Drullman R, Festen JM, Plomp R. Effect of temporal envelope smearing on speech reception. The Journal of the Acoustical Society of America. 1994 Feb;95(2):1053-64.
- Kluender KR, Coady JA, Kiefte M. Sensitivity to change in perception of speech. Speech Communication. 2003 Aug 1;41(1):59-69.
- 37. Reinhart P, Zahorik P, Souza P. The interaction between reverberation and digital noise reduction in hearing aids: Acoustic and behavioral effects. The Journal of the Acoustical Society of America. 2017 May;141(5):3971.





Life sounds brilliant.

#### Signia Assistant

Philippe Lantin : chef de produits, audioprothésiste

# Signia Assistant : Quel est son objectif ?

Les aides auditives ont connu un développement considérable au cours des 20 dernières années. Grâce aux algorithmes de réduction du bruit et d'émergence de la parole de plus en plus précis, elles sont désormais capables de fournir une parfaite compréhension de la parole et une excellente qualité sonore dans presque toutes les situations.

Signia Xperience, la plateforme d'aides auditives la plus puissante actuellement, peut même comprendre précisément le paysage sonore dans lequel se trouve le porteur et la façon dont il interagit dans cette situation.

Ce qui n'a pas changé, c'est la manière dont les aides auditives sont adaptées et optimisées pour chaque patient. La première adaptation est basée sur l'audiogramme, puis les réglages fins ne se faisant jusqu'à présent que sur la base des retours d'expérience des patients après essais.

Nous savons que la sensibilité des personnes aux sons et leurs besoins d'ajustement des réglages dans différentes situations sont très variés. Jusqu'à présent, il fallait questionner le patient sur son ressenti et ses problèmes lors des essais. Mais après quelques jours le manque de précisions dans la description des situations et des problèmes pénalise l'audioprothésiste dans l'affinage des réglages, son son efficacité ne pouvant être jugée qu'aux prochaines confrontations aux mêmes environnements.

C'est pourquoi nous avons développé Signia Assistant.

Si le patient se trouve dans un environnement dans lequel il a du mal à comprendre son interlocuteur, un restaurant par exemple, il ouvre Signia Assistant dans l'application Signia App. Signia Assistant analysera alors l'environnement dans lequel il se trouve et lui proposera un nouveau réglage adapté à cette situation spécifique.

Le patient pourra alors participer pleinement à la conversation grâce à un réglage immédiat de Signia Assistant, et non lors du prochain rendez-vous de suivi. Lorsque le patient accepte le nouveau réglage, Signia Assistant mémorise sa préférence pour mieux personnaliser les futurs réglages.

Au rendez-vous de suivi, l'audioprothésiste a une vue complète de tous les changements effectués par Signia Assistant. Avec ces informations supplémentaires, l'audioprothésiste pourra affiner ses réglages avec une grande précision. Signia Assistant peut aider l'audioprothésiste à trouver le réglage idéal.

Bien qu'étant très simple à utiliser, une vraie intelligence artificielle œuvre au travers de Signia Assistant. Lorsque le patient active Signia Assistant, l'environnement acoustique à cet instant précis est analysé et comparé à des milliers d'événements similaires dans le monde. Puis, basée sur l'Intelligence Artificielle, la solution avant la meilleure acceptation pour cette situation donnée est proposée au patient. Cela signifie que chaque utilisation de Signia Assistant lui confère plus de connaissances et améliore sa réponse aux personnes se trouvant dans des situations similaires. En parallèle, il mémorise les préférences de chaque utilisateur, afin de créer la solution optimale et adaptée à chacun.

#### **Où trouver Signia Assistant?**

Signia Assistant se trouve:

 - À droite du bandeau rouge de l'application Signia App, pour le patient. Fig.0

Il est disponible pour tous les appareils Signia Xperience compatibles Bluetooth®.

Signia Assistant crée un dialogue intuitif et facile à utiliser, accessible à toutes les tranches d'âge.



- Dans le logiciel d'adaptation Connexx, pour l'audioprothésiste.

Toutes les modifications apportées par Signia Assistant sont affichées en rose, et les réglages de la session enregistrée sont en gris. Fig.1



#### Comment fonctionne-t-il?

Lorsque le patient se trouve dans une situation d'inconfort acoustique, ou s'il veut améliorer sa perception auditive, il peut cliquer sur l'icône Signia Assistant dans l'application Signia App.

Signia Assistant scanne alors le scénario acoustique dans lequel le patient évolue à ce moment précis. Le patient sélectionne ensuite son problème dans un menu simple proposé par Signia Assistant. S'il se trouve dans un restaurant bruvant par exemple, et qu'il signale qu'il ne peut pas bien entendre les voix, Signia Assistant modifiera le réglage afin d'optimiser l'écoute pour cet environnement et d'autres similaires. Par exemple, le curseur de perception de l'environnement (DSP perception de l'environnement / -Personnalisation des différents scénarios) pourrait être déplacé vers une plus grande atténuation, augmentant la directivité et les débruiteurs, et/ou ajuster la courbe de réponse pour optimiser l'intelligibilité de la parole. Tous ces changements sont basés sur plus de 100 ans d'expérience audiologique dans l'industrie des aides auditives, avec la supervision d'un large panel d'audioprothésistes experts du monde entier, mais également sur ce que d'autres utilisateurs de Signia Assistant ont déclaré avoir le mieux fonctionné pour des cas similaires.

Le patient a le choix d'accepter les nouveaux réglages proposés, ou de les refuser et revenir au réglage précédent. Plus il y a de personnes qui choisissent de conserver un certain réglage dans une situation donnée, plus Signia Assistant a confiance en l'efficacité de cette solution. Si un plus grand nombre de personnes rejettent un changement proposé, ce changement est moins bien noté et Signia Assistant choisira une solution avec un taux de réussite plus élevé lors de sa prochaine utilisation. De cette



façon, chaque utilisateur de Signia Assistant contribue globalement à améliorer la solution pour tous les autres (cette contribution globale est totalement anonyme et désactivable). Le patient bénéficie d'une amélioration immédiate de son audition, et de sa pleine intégration à l'environnement dans lequel il était gêné auparavant.

Pour mieux comprendre le fonctionnement réel, nous devons cependant creuser un peu plus.

# Des réseaux neuronaux artificiels

Les algorithmes d'intelligence artificielle ont fait des progrès considérables ces derniers temps, permettant la mise au point de technologies telles que les assistants vocaux et la conduite autonome de voitures. Elles ont toutes en commun de pouvoir utiliser de grandes quantités de données pré-collectées, puis recueillies en continu par leurs utilisateurs pour améliorer encore le service.

La plupart de ces algorithmes intelligents sont basés sur des réseaux neuronaux artificiels, de même que Signia Assistant. Les réseaux neuronaux artificiels sont fortement inspirés du fonctionnement du cerveau humain : ils sont construits à partir d'un très grand nombre de neurones individuels reliés par un enchevêtrement de connexions, et peuvent être entraînés à apprendre à créer des cheminements préférentiels. Par exemple, pour apprendre dans les environnements bruyants uniquement, il est envisageable de changer par la compression le gain des sons forts s'ils sont perçus comme trop forts, ou trop faibles.

Mais comment un tel système apprendil ces cheminements préférentiels ? Ces systèmes d'apprentissage automatique (et les réseaux neuronaux en font partie) apprennent en s'appuyant sur des milliers d'exemples. Leur formation s'apparente à l'enseignement des enfants à l'école : au début, ils ne peuvent que deviner la bonne réponse, mais à partir du moment où ils auront fait quelques erreurs et en auront tiré les leçons, ils seront extrêmement performants. Bien entendu, lorsque nous mettons en place un tel système, nous ne voulons pas que Signia Assistant débute son apprentissage avec nos clients. C'est ici que la recherche en audiologie entre en jeu : il existe en effet de nombreuses publications sur les retours typiques des patients qui se font appareiller et sur les solutions les plus adaptées. Signia dispose en outre de plus de 100 ans d'expérience en matière de fabrication d'aides auditives et d'algorithmes de paramétrage pour leur adaptation. En plus des informations sur l'environnement (niveau sonore, classification acoustique), nous tenons également compte des données individuelles (par exemple, la perte auditive).

Grâce à la compilation de toutes ces connaissances, Signia Assistant dispose pour sa formation initiale d'un grand nombre d'exemples. Ces exemples reproduisent exactement les réactions des véritables patients donnant une réponse positive, ou négative, à un changement de réglage par Signia Assistant.

Mais ce n'est pas tout : pour compléter cet apprentissage nous avons fait appel à un large panel d'audioprothésistes experts à travers le monde qui ont, sur de très nombreux cas typiques, noté les modifications de réglage proposées par notre intelligence artificielle pour en favoriser les cheminements les plus pertinents. De ce fait, lors de son lancement Signia Assistant maîtrisait déjà une pléthore de cas « virtuels », pour permettre une assistance parfaitement adaptée au premier patient réel.

Ainsi, Signia Assistant est en mesure d'apporter des réponses immédiates à la grande majorité des problèmes dès le premier jour. Mais notre audition est également très personnelle, et un changement de réglage apprécié par 99% des utilisateurs dans une situation donnée pourrait ne pas convenir au 1% restant. Signia Assistant s'inspire donc fortement de ses échanges précédents avec l'utilisateur, et peut ainsi identifier rapidement les changements qui fonctionnent et sont appréciés par cette personne en particulier. Ces préférences personnelles sont ensuite automatiquement prises en compte pour la prochaine solution proposée.

Grâce aux données d'utilisation, 100% anonymes, qui lui parviennent du monde entier, Signia Assistant est capable d'affiner ses réponses au fil du temps afin de les personnaliser encore davantage. Cela inclut également la création de cheminements qui étaient auparavant totalement inconnus : il peut par exemple constater que des solutions ne fonctionnent pas aussi bien que d'habitude à l'écoute de certaines langues, ou identifier des groupes d'individus ayant des préférences de compression différentes pour les situations bruyantes.

Ces approches, basées sur le traitement de données pour ajuster le réglage des aides auditives, nous poussent à reconnaître qu'il pourrait bien y avoir plus à découvrir que ce que nous pouvons appréhender actuellement. Les approches des réseaux neuronaux peuvent rapidement s'adapter pour refléter des connaissances nouvellement acquises, sans même qu'il ne soit nécessaire de décrire ces cheminements. Tout comme dans notre cerveau, ces activités de Signia Assistant se font en arrière-plan.

# Quels sont les changements effectués par Signia Assistant ?

Étant donné la bonne performance de l'adaptation du traitement de signal à la plupart des situations, l'optimisation de Signia Assistant se concentre sur les situations inhabituelles - et doit donc offrir des solutions qui soient situation-dépendantes. Nous savons que la plupart des appareillages sont adaptés avec un seul programme. Dans les cas où plusieurs programmes sont disponibles, la majorité des patients utilise principalement le programme automatique, Universel, car les manipulations sont des contraintes.

Signia Assistant, adapté à ce mode de fonctionnement, ne modifie que les algorithmes de contrôle automatique : le DSP (perception de l'environnement / Personnalisation des différents scénarios), l'OVP (perception de la propre voix / Reconnaissance vocale différenciée.) et la Compression. Ainsi le patient ne sera pas gêné par des changements brusques de sonorité lors de la détection d'un nouvel environnement acoustique. Les réglages sont avant tout dépendants de la situation, car les algorithmes intègrent la situation acoustique actuelle dans leur logique. Supposons que le patient se trouve dans un restaurant bruyant et qu'il dise à Signia Assistant que le son est trop sourd, à cet instant. Il est logique de supposer que seule la situation actuelle est concernée et que la sonorité des appareils est bonne dans l'ensemble. En augmentant seulement le gain des sons forts dans les aigus, le patient bénéficie instantanément d'un son plus net dans la situation présente, et pour les autres situations calmes et moyennes les réglages de l'appareillage restent inchangés.



# Sollicité 18 fois en moyenne par participant

Une étude de validation [1] de Signia Assistant a été menée au WS Audiologie ALOHA (Laboratoire d'audiologie pour l'optimisation aides auditives), à Piscataway, NJ, avec 15 participants ayant une perte de perception bilatérale, et adaptations renouvelées en binaural en Pure 7X sur la cible NAL-NL2. Durant les 147 heures de port des aides auditives, Signia Assistant a été utilisé 266 fois avec une moyenne de 18 fois par participant. Les raisons pour lesquelles Signia Assistant a été sollicité ont été pour 62% la Qualité du son, pour 25% les Autres voix et pour 13% la Propre voix, une confirmation de l'efficacité de l'OVP!

La situation pour laquelle Signia Assistant a été le plus utilisé est le Calme (51%), suivie du Bruit (32%), de la Musique (14%) et de la Voiture (3%). (Fig.2)

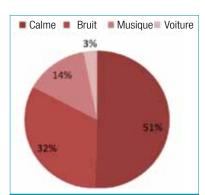


Figure 2 : Distribution des situations acoustiques lors de l'activation de Signia Assistant (n=266).

Résultats cohérents avec la distribution des niveaux sonores lors de l'activation de Signia Assistant, car il n'a été sollicité dans les milieux bruyants, >65 dB SPL, que dans moins d'1/3 des cas. (Fig.3)



Figure 3: Distribution en pourcentage du niveau global de bruit (en dB SPL) lors de l'activation de Signia Assistant (n=266).

Si peu de modifications dans le bruit est un gage d'efficacité de la technologie DSP. Les modifications de réglages apportées par Signia Assistant ne sont jamais drastiques, déraisonnables, comme le montre la moyenne des ajustements des trois niveaux de gain, ≤ 1dB. (Fig.4)

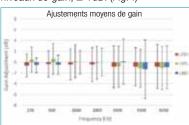


Figure 4 : Changements moyens des gains à 50, 65 & 80 dB d'entrée, pour 7 bandes fréquentielles après 14 jours d'utilisation de Signia Assistant. Les valeurs en abscisse sont les fréquences centrales de ces bandes. Les barres d'erreurs représentent la déviation standard.

L'étude a aussi montré très peu de modifications pour l'OVP, et des tendances à la conservation ou à l'accroissement de l'efficacité du DSP. (Fig.5) Les préférences de traitement de signal sont tout à fait personnelles.



Figure 5 : Changements réalisés pour l'OVP et le DSP après 14 jours d'utilisation de Signia Assistant.

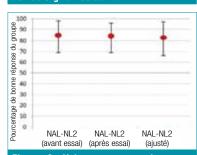


Figure 6: Valeurs moyennes du groupe en reconnaissance vocale à 55 dB SPL dans le calme, dans trois conditions de test : NAL-NL2 (avant essai), NAL-NL2 (après essai), et NAL-NL2 (ajusté par Signia Assistant). Les barres d'erreurs représentent la déviation standard.

Après les deux semaines d'utilisation, des tests vocaux comparatifs réalisés avec les réglages d'origine et ceux ajustés par Signia Assistant ont montré des scores d'intelligibilité identiques, tant dans le calme (Fig. 6) que dans le bruit. (Fig.7)

L'amélioration du confort d'écoute ne s'est pas faite au détriment de l'intelligibilité.

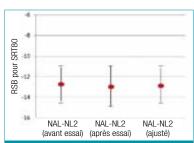


Figure 7: Valeurs moyenne du groupe en reconnaissance vocale avec 65 dB de bruit, dans trois conditions de test: NAL-NL2 (avant essai), NAL-NL2 (après essai), et NAL-NL2 (ajusté par Signia Assistant). Les barres d'erreurs représentent la déviation standard.

# Que peut en attendre l'audioprothésiste ?

Les réglages de Signia Assistant réalisés à l'instant même de la gêne et dans les conditions réelles d'utilisation permettent de satisfaire tous les patients y compris les plus exigeants. Pour l'audioprothésiste c'est du temps gagné au cours du rendezvous suivant, à ne plus tenter de se faire expliquer la situation particulière pour en déduire les nouveaux réglages. Donc plus de temps disponible pour traiter les autres aspects de l'adaptation. Outre la satisfaction de procurer à la fois un appareillage mieux ajusté aux besoins spécifiques de chaque patient et une assistance instantanée 24h/24, 7j/7, l'audioprothésiste peut bénéficier d'un niveau d'information inédit sur l'expérience auditive de son patient. En effet, il peut lire les préférences personnelles exprimées par le patient à travers les modifications de réglage effectuées par Signia Assistant. Cela lui donne une nouvelle vue d'ensemble, quantifiée, une base fiable pour effectuer une adaptation plus précise. Il est bien sûr possible d'annuler les modifications réalisées par Signia Assistant.

Les audioprothésistes qui utilisent Signia Assistant pour des patients aidés en temps réel et des adaptations hyper précises, indiquent qu'il leur serait difficile maintenant de s'en passer.

Signia Assistant est disponible pour toutes les adaptations en Signia Xperience Bluetooth

[1] Høydal, Fischer, Wolf, Branda & Aubreville (2020). The new way: Ensuring consistent support and individualized care through the Signia Assistant. https://www.signia-library. com/scientific\_marketing/





### Présentation de Tinnitus Multiflex Pro

Paul Reinhart, PhD I Christophe Micheyl, PhD

#### L'acouphène : un problème courant mais pas totalement compris

Le terme acouphène désigne la perception de sons fantômes dénués de source acoustique correspondante dans l'environnement. Dans leurs descriptions, les individus touchés par ce problème qualifient souvent ces sons de tintements, de bourdonnements ou de grondements dans une oreille ou bien les deux, voire dans la tête. Selon la définition et l'évaluation de l'acouphène, sa prévalence varie de 5 à 43% (McCormack et al., 2016). Elle augmente en outre avec l'âge et est plus importante chez les malentendants que chez les normoentendants du même âge (Lewis et al., 2020; Nondahl et al., 2011). Les facteurs de risque ou comorbidités associées aux acouphènes peuvent notamment inclure des antécédents d'otosclérose. de chirurgie de l'oreille, de maladie cardiovasculaire ou d'exposition au bruit (Nondahl et al., 2011). L'acouphène représente l'un des plus importants motifs de demande de pension pour invalidité chez les vétérans américains (Maynard et al., 2018). Les acouphènes chroniques peuvent interférer dans la capacité d'un individu à s'endormir ou à se concentrer. Ils peuvent favoriser le stress, l'anxiété et les sentiments dépressifs, augmentant ainsi la détresse et réduisant la qualité de vie (Weidt et al., 2016).

Bien que les mécanismes biologiques des acouphènes restent encore partiellement incompris, plusieurs modèles neuroscientifiques modernes soulignent un décalage initial entre les informations sensorielles reçues et leur traitement central (Roberts & Salvi, 2019).

Dans certains de ces modèles, l'acouphène est présenté comme le résultat d'un effet domino, dans lequel une lésion cochléaire réduit les entrées neurales périphériques à certaines fréquences, ce qui entraîne une augmentation du « gain » neural dans les zones tonotopiques correspondantes du système auditif central — une forme de

plasticité compensatoire. A son tour, le gain central accru entraîne la suramplification de l'activité neuronale spontanée, imitant ainsi les effets centraux d'une stimulation acoustique et créant la perception illusoire d'un son (Noreña, 2011; Roberts & Salvi, 2019). Ces modèles peuvent expliquer pourquoi les acouphènes sont fréquemment associés à une perte auditiveet pourquoi, lorsque l'acouphène est comparé avec des sons externes, les sons externes les plus ressemblants à l'acouphène ont souvent des fréquences dans une gamme où les seuils d'audition sont anormalement élevés (Noreña et al., 2002).

Malgré ces avancées dans les modèles neuroscientifiques des acouphènes, de nombreuses zones d'ombre subsistent. De plus, une seule et même cause ne peut probablement pas expliquer tous les cas existants. Ainsi, certain acouphènes peuvent ne pas être liés à une lésion cochléaire, mais impliquer l'oreille moyenne (ex. : Job et al., 2016) ou même avoir une origine autre qu'auditive (Langguth et al., 2013).

# Approches actuelles de la gestion des acouphènes

La thérapie acoustique d'habituation (TAH ou, sous son nom Anglais, Tinnitus Retraining Therapy, RTR) est l'une des premières approches cliniques globales de la gestion des acouphènes à avoir été développée (Jastreboff, 1990). Elle s'appuie sur deux composantes : la thérapie acoustique et l'accompagnement par le conseil. En substance, la thérapie acoustique consiste à utiliser une stimulation acoustique obtenue amplifiant les sons ambiants et/ou en générant un « masqueur » d'acouphènes indépendant via une aide auditive. Un masqueur d'acouphènes est un stimulus acoustique généré par l'appareil et conçu pour masquer totalement ou partiellement l'acouphène. Dans un protocole TAH classique, on combine masqueur d'acouphènes et accompagnement par le conseil dans le but de développer une « habituation » à l'acouphène, qui diminue sa sévérité ou son intrusivité au fil du temps (Jastreboff, 1990). Le postulat de la TAH est que, pour qu'il y ait « habituation », le niveau du stimulus acoustique doit rester inférieur au niveau auquel il masquerait totalement l'acouphène (Jastreboff, 2000), également appelé seuil de masquage (MML). Certaines études onttoutefois relevé des bienfaits significatifs même lorsque le stimulus anti-acouphènes était équivalent ou légèrement supérieur au MML (Henry et al., 2016 ; Tyler et al., 2012).

La gestion progressive de l'acouphène (PTM) est une approche plus récente qui recueille un soutien croissant grâce aux études cliniques menéesau cours de ces 15 dernières années (Henry et al., 2005). Cette méthode part du principe que tous les patients souffrant d'acouphènes n'ont pas besoin du même degré de prise en charge, et elle s'organise en niveaux de soin successifs. Le niveau 1 de la PTM correspond au processus de « triage » : des professionnels de santé, pas forcément spécialistes des troubles auditifs (par exemple, médecin généraliste), orientent des individus sujets aux acouphènes vers un spécialiste de l'audition. Le niveau 2 implique une évaluation audiologique exhaustive au cours de laquelle les caractéristiques de l'acouphène, notamment sa sévérité et son impact, sont évaluées de façon plus approfondie. Outre l'examen complet des antécédents du patient, cette évaluation peut s'appuyer sur des questionnaires tels que l'inventaire du handicap (Tinnitus acouphénique Handicap Inventory, THI) ou l'enquête sur le handicap acouphénique(Tinnitus handicap Survey, THS), qui sont conçus spécifiquement pour aider les professionnels de l'audition et/ ou les patients à évaluer les acouphènes. En s'appuyant sur l'évaluation de la perte auditive spécifique du patient et de la sévérité de l'acouphène, le spécialiste peut choisir de fournir au patient des informations sur la perte auditive et/ ou les acouphènes ainsi que sur les stratégies de gestion pour l'un ou l'autre de ces troubles, voire pour les deux. On appareille généralement le patient à ce stade en utilisant des masqueurs d'acouphènes comme thérapie acoustique complémentaire. Les niveaux suivants de la PTM impliquent une formation en groupe (Niveau 3), une évaluation interdisciplinaire (Niveau 4) et pour finir un



individualisé (Niveau soutien 5). derniers plus deux niveaux, chronophages et nécessitant des ressources supplémentaires, sont généralementréservés aux individus souffrant d'acouphènes particulièrement gênants ou de difficultés associées (par ex. psychologiques).

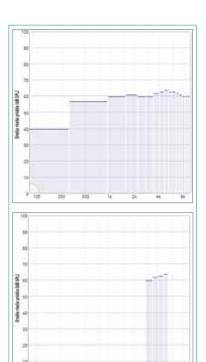
S'il existe d'autres méthodes de gestion des acouphènes, la TAH et la PTM semblent s'être imposées comme les deux approches les plus largement utilisées et plébiscitées aujourd'hui. En l'absence de consensus parmi les experts concernant les mécanismes biologiques à l'origine des acouphènes, et dans la mesure où ces mécanismes diffèrent selon les individus, les traitements anti-acouphènes qui revendiquent une efficacité liée à une seule et unique théorie biologique doivent être considérés avec prudence. Les résultats des interventions antiacouphènes peuvent en outre varier d'un patient à l'autre (Frederick, 2014).

En l'état actuel des connaissances, une approche pragmatique et personnalisée de la gestion des acouphènes, guidée par des mesures individuelles (par exemple, seuils de masquage) et des preuves empiriques (par exemple, questionnaires) semble plus prudente.

#### **Tinnitus Multiflex**

En 2012. Starkev a lancé Tinnitus Multiflex. Cette technologie permet aux audioprothésistes de gérer efficacement les acouphènes grâce à des aides auditives qui génèrent des stimuli de masquage hautement personnalisables (Galster, 2012, 2013). Lors de l'appareillage initial, le spécialiste peut rapidement générer un bruit à large bande avec un spectre théoriquement plat (dans un coupleur 2cc), proche du « bruit blanc » couramment utilisé en TAH. Le niveau (volume) général du bruit est automatiquement adapté en s'appuyant sur le seuil tonal moyen du patient sur trois fréquences (500, 1000, 2000 Hz).

En partant de là, l'audioprothésiste peut alors ajuster le volume et le spectre du masqueur via le logiciel d'adaptation s'il souhaite créer une variété de masqueurs. Celui qui désire, par exemple, introduire un bruit à bande étroite ou un bruit contenant une encoche spectrale (dit « bruit encoché ») au lieu d'un masqueur à large bande peut le faire simplement en désactivant demanière sélective certaines plages de fréquences (Figure 1).



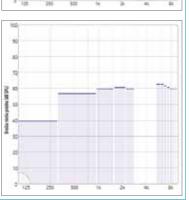
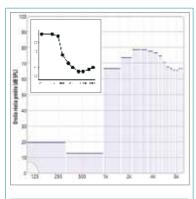


Figure 1. Illustration de spectres de masqueurs produits à l'aide de la fonction Tinnitus Multiflex de Starkey, un outil de façonnage spectral de stimuli anti-acouphènes qui permet aux audioprothésistes d'adapter un stimulus anti-acouphènes à spectre plat ou « bruit blanc » (en haut) ou presque toute forme spectrale souhaitée telle qu'un bruit à bande étroite (au milieu) ou un « bruit encoché » (en bas).

Les résultats concernant les bienfaits de la technologie Tinnitus Multiflex utilisée en complément d'aides auditives ont fait l'objet de précédentes publications (Henry, 2016; Henry et al., 2015).

#### **Tinnitus Multiflex Pro**

Avec Tinnitus Multiflex Pro, Starkey élargit son offre de solutions flexibles d'adaptation antiacouphènes à destination des audioprothésistes en ajoutant deux nouveaux outils : le façonnage



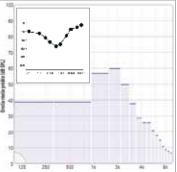


Figure 2. Exemple d'audiogrammes en sons purs et stimuli antiacouphènes façonnés selon l'audiogramme correspondants. En haut : perte auditive dans les aigus. En bas : perte auditive en encoche.

automatique d'un bruit à forme basée sur l'audiogramme et la personnalisation du stimulus anti-acouphènes.

Grâce à ces deux outils, les professionnels de l'audition peuvent ainsi générer un masqueur d'acouphènes très personnalisé pour leur patient, plus rapidement et plus facilement qu'ils ne le feraient en réglant de façon manuelle le niveau de chaque bande de fréquences.

### Façonnage du bruit selon l'audiogramme

Le nouvel outil de Starkey pour générer automatiquement un bruit à forme basée sur l'audiogramme comble une lacune du bruit à large bande et à spectre plat (aussi appelé « bruit blanc »). Le bruit blanc peut ne pas donner entière satisfaction à certains malentendants, pour au moins deux raisons. D'une part, le son peut manquer de puissance dans les zones fréquentielles ou une stimulation audible est nécessaire pour soulager les acouphènes.

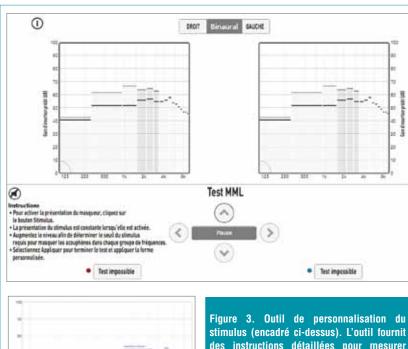
Par exemple, la Figure 2 illustre le cas d'un individu souffrant d'une perte auditive « en pente de ski » au-delà



de 2 kHz, et d'un acouphène aigu à environ 4 kHz. Utiliser un bruit blanc de 20 dB supérieur au seuil tonal moyen sur trois fréquences (0,5, 1 et 2 kHz), c'est-à-dire les bandes fréquentielles les plus proches de la fréquence de l'acouphène de ce patient (4 kHz), peut résulter en un bruit dont le niveau sonore à 4 kHz est inaudible, ou trop faible pour soulager l'acouphène à cette fréquence. Augmenter le niveau du masqueur au point où la bande fréquentielle de 4 kHz masque l'acouphène pourrait produire un niveau sonore à 1 kHz, trop élevé par rapport au seuil d'audibilité à 1 kHz : ce masqueur couvrirait alors probablement les sons environnementaux de faible niveau et pourrait même être jugé trop fort par certains patients. La nouvelle fonction conçue pour façonner un bruit à forme basée sur l'audiogramme résout ces deux problèmes en ajustant automatiquement la forme spectrale du bruit en fonction de la forme de l'audiogramme du patient. L'algorithme règle le niveau de chaque bande fréquentielle individuelle en lien avec le seuil d'audition pour la fréquence correspondante (en milieu de bande) et non avec le seuil tonal moyen. De ce fait, la forme spectrale du bruit « imite » l'audiogramme, avec plus de puissance sonore aux fréquences où la perte auditive est plus importante qu'aux fréquences où elle l'est moins. L'une des propriétés avantageuses du stimulus obtenu est que les bandes fréquentielles correspondant aux seuils anormalement élevés ont plus de chance d'être audibles par le patient. Comme les acouphènes se trouvent souvent dans les zones fréquentielles ou les seuils sont plus élevés (Noreña et al., 2002), le bruit à forme basée sur l'audiogramme a plus de chances a priori de masquer efficacement un bruit à spectre plat (« blanc »), même lorsque son niveau perçu est inférieur à celui du bruit blanc. Le processus de façonnage d'un bruit selon l'audiogramme est automatisé, facile et rapide : l'audioprothésiste n'a qu'à sélectionner l'option « forme basée sur l'audiogramme » dans le module « acouphènes » du logiciel d'adaptation.

#### Outil de personnalisation du stimulus

Cette deuxième nouvelle fonction offre un niveau supérieur de personnalisation de la forme spectrale du masqueur d'acouphènes que le bruit à forme d'audiogramme, en s'appuyant sur des mesures psychoacoustiques pertinentes (Fournier et al., 2018 ; Henry et al.,



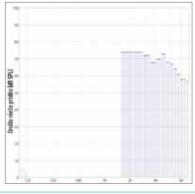


Figure 3. Outil de personnalisation du stimulus (encadré ci-dessus). L'outil fournit des instructions détaillées pour mesurer le seuil de détection (MDL) et le seuil de masquage (MML) de trois groupes de plages fréquentielles (graves, médium, aiguës). Le diagramme ci-contre illustre un exemple de résultat de masqueur personnalisé dans lequel les canaux des fréquences moyennes et hautes ont été sélectionnés comme étant les plus efficaces pour masquer les acouphènes.

2013 ; Vernon & Meikle, 2003). L'objectif principal est de concevoir rapidement un bruit qui puisse masquer réellement et efficacement l'acouphène. Pour masquer réellement l'acouphène, le stimulus doit être puissant dans les bandes fréquentielles qui produisent le masquage. Pour le masquer efficacement, seules les plages fréquentielles couvrant de façon performante l'acouphène doivent être intégrées au stimulus. Le niveau du stimulus dans ces bandes ne doit en outre pas dépasser le niveau nécessaire au masquage.

Deux mesures psychoacoustiques simples permettent d'atteindre ces deux objectifs: le seuil de détection (MDL), ou niveau de stimulus le plus bas que le patient parvient à entendre, et le seuil de masquage (MML), ou niveau de stimulus le plus faible capable de masquer l'acouphène. Invariablement, le niveau de stimulus nécessaire pour masquer l'acouphène (le MML) est supérieur au niveau auquel le stimulus est juste détectable (le MDL), de sorte que la différence (en dB) entre ces deux mesures (en dB SPL), obtenue

en effectuant le calcul MML - MDL, est positive. Les différences importantes révèlent un manque d'efficacité du masqueur (niveau sonore plus important nécessaire au-delà du seuil de détection pour masquer l'acouphène), tandis que les écarts plus réduits sont le signe d'une meilleure efficacité. De ce constat simple résulte un facteur clé dans l'élaboration d'un masqueur d'acouphènes personnalisé efficace : les bandes fréquentielles pour lesquelles la différence mesurée entre MML et MDL est peu importante offrent un masquage efficace et doivent donc être conservées dans le spectre final du masqueur, contrairement à celles dont l'écart est tellement grand qu'il est probablement préférable de les exclure du stimulus final.

L'idée de personnaliser les spectres des masqueurs d'acouphènes en s'appuyant sur des mesures psychoacoustiques n'est pas nouvelle en audiologie. Certains auteurs ont suggéré de s'appuyer sur les mesures de « hauteur » ou fréquence perçue (pitch) des acouphènes pour personnaliser les masqueurs, par



exemple, en utilisant un bruit limité en fréquence, centré sur (ou légèrement en-dessous de) la fréquence perçue de l'acouphène (Schad et al., 2018; Terry et al., 1983). Ceci concorde avec les découvertes révélant une plus grande efficacité du masquage et, dans certains cas, un soulagement plus important lorsque la largeur de bande de la stimulation acoustique inclut la fréquence de l'acouphène (McNeill et al., 2012). Une complication possible, avec les stratégies de sélection des masqueurs reposant sur la mesure de la fréquence perçue de l'acouphène, est que cette mesure est souvent chronophage et ardue pour les participants. Par ailleurs, la fréquence perçue de l'acouphène mesurée peut ne pas toujours; fournir une indication fiable quant aux bandes fréquentielles les plus efficaces pour le masquage (Fournier et al., 2018). Si l'objectif audiologique est de sélectionner un masqueur qui masque efficacement l'acouphène, alors le moyen le plus rapide de l'atteindre est de mesurer directement les seuils de masquage de l'acouphène (MML) par rapport aux seuils de détection du bruit (MDL). Dans ce contexte, mesurer précisément la fréquence et/ou le niveau perçus de l'acouphène n'est pas nécessairement utile pour générer un masqueur efficace.

L'outil de personnalisation du stimulus proposé par Starkey facilite le processus décrit ci-dessus, notamment les mesures des MDL et MML ainsi que la synthèse d'un stimulus acoustique personnalisé s'appuyant sur ces mesures. Il guide en effet l'audioprothésiste et son patient à travers une suite d'étapes simples et rapides. Au cours de la première étape, le MDL est mesuré pour chacun des trois groupes de plages fréquentielles (graves, médium, aiguës). La deuxième étape consiste ensuite à mesurer le MML pour chacun de ces trois mêmes groupes. Chacune de ces étapes requiert la participation active du spécialiste et du patient. Pour les mesures du MDL, l'audioprothésiste demande au patient d'indiquer quand il parvient à entendre le bruit généré dans son aide auditive. Il détermine alors le MDL en augmentant ou en diminuant systématiquement le niveau du stimulus comme il le fait pour une audiométrie à sons purs, sauf que dans le cas présent le stimulus est une bande fréquentielle. Pour les mesures du MML, la procédure est identique, à ceci près que le patient doit indiquer quand le bruit masque ses acouphènes. Il est possible

de réaliser les tests MDL et MML dans une seule oreille ou dans les deux en fonction de la configuration de la perte auditive (par ex. symétrique ou asymétrique) et en tenant compte de l'éventuelle latéralisation de l'acouphène. Pour les pertes auditives fortement asymétriques ou lorsque les acouphènes sont présents dans une seule oreille ou diffèrent entre les deux côtés, il pourrait être plus approprié d'effectuer des tests et une adaptation de façon individuelle pour l'oreille droite et/ou gauche. Il revient à l'audioprothésiste de décider de réaliser les tests et l'adaptation de masqueurs d'acouphènes en monaural ou en binaural au cas par cas et selon les recommandations du programme de gestion des acouphènes choisi (THA, PTM,...). Les tests ne durent généralement que quelques minutes.

Une fois les tests effectués, le logiciel utilise les résultats pour tenter de générer automatiquement un stimulus efficace. L'audioprothésiste peut alors faire écouter le stimulus obtenu au patient et l'ajuster si nécessaire. Bien évidemment, les bonnes pratiques audiologiques concernant l'adaptation des masqueurs d'acouphènes sont toujours de mise. L'audioprothésiste doit s'assurer que le réglage du volume du stimulus est conforme aux objectifs de la thérapie acoustique (masquage partiel, point de mélange, masquage complet, ...) et que le stimulus est à la fois efficace et acceptable pour le patient. Les auteurs de la PTM recommandent d'interrompre l'utilisation du stimulus en cas d'effets secondaires pour le patient (p. ex. aggravation de son acouphène), bien évidemment.

Dans certains cas, les résultats des tests MDL et MML peinent à déterminer un masqueur personnalisé efficace. Cela peut notamment arriver lorsqu'il est impossible de mesurer un MML pour certains groupes de fréquences, car les niveaux fréquentiels du stimulus atteignent la limite maximale autorisée avant que l'acouphène ne soit masqué. La plupart des fabricants limitent le niveau des stimuli anti-acouphènes afin de réduire le risque de perte auditive due au bruit pouvant résulter d'une utilisation excessive du masqueur d'acouphènes, et ce, malgré les conseils avisés du spécialiste quant à leur bon usage. Toute exposition au bruit supplémentaire (par exemple, travail en milieu bruyant) doit bien entendu être prise en compte par le professionnel dans les recommandations personnalisées concernant les règles d'usage du stimulus. Avant de proposer

un appareil doté d'une telle capacité, et conformément aux recommandations de la PTM et de la TAH, l'audioprothésiste doit surtout bien conseiller et former ses patients à l'utilisation du stimulus antiacouphènes. Il doit agir au cas par cas en tenant compte des caractéristiques de chaque individu (âge, perte auditive, étiologie, sévérité de l'acouphène et besoins de soulagement, réglages du stimulus anti-acouphènes, mode de vie, etc.).

#### Conclusion

La thérapie acoustique est une composante importante de la plupart des programmes complets de gestion des acouphènes tels que la thérapie acoustique d'habituation (TAH) et la gestion progressive de l'acouphène (PTM). Si l'amplification sonore peut déjà, à elle seule, aider les patients souffrant d'acouphènes, une stimulation acoustique complémentaire à l'aide d'un stimulus anti-acouphènes ou « masqueur » peut apporter un soulagement supplémentaire, notamment dans les environnements calmes (chez soi, le soir, etc.).

La technologie Tinnitus Multiflex Pro de Starkey offre aux audioprothésistes deux nouveaux outils pour adapter efficacement des stimuli antiacouphènes hautement personnalisés : (1) un bruit à forme basée sur l'audiogramme, dont la forme spectrale est automatiquement ajustée à partir de l'audiogramme tonal du patient, et (2) un stimulus personnalisé, dont le spectre est déterminé en fonction des seuils de détection et de masquage mesurés (MDL et MML). Ces deux nouvelles solutions d'adaptation avec stimulus anti-acouphènes s'ajouter à la fonction existante de stimulus « bruit blanc » proposée par Starkey ainsi qu'à sa technologie flexible Multiflex multi-bande qui Tinnitus permet aux audioprothésistes d'ajuster individuellement les niveaux de stimulus sur 16 bandes de fréquences. Grâce à ces nouveaux outils, les audioprothésistes peuvent rapidement, et automatiquement, générer des stimuli antiacouphènes personnalisés utilisables dans le cadre de programmes de gestion des acouphènes comprenant une « thérapie acoustique » reposant sur de tels stimuli.



#### Références

Fournier, P., Cuvillier, A.-F., Gallego, S., Paolino, F., Paolino, M., Quemar, A., Londero, A., & Norena, A. (2018). A New Method for Assessing Masking and Residual Inhibition of Tinnitus. Trends in Hearing, 22, 2331216518769996. https://doi.org/10.1177/2331216518769996

Frederick, M. (2014). Individual differences in outcomes of tinnitus intervention. https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Individual\_Differences\_ in Outcomes of Tinnitus Intervention.odf

Galster, E., A. (2012). Sound therapy for tinnitus: Multiflex Technology. https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Tinnitus\_White\_Paper.pdf

Galster, E., A. (2013). Clinical validation of Multiflex Tinnitus technology. https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Multiflex-Technology-Validation.pdf Henry, J. A. (2016). Randomized control trial of hearing aids versus combination instruments for tinnitus therapy. https://starkeypro.com/pdfs/sas/Randomized\_Controlled\_Trail\_of\_Hearing\_Aids\_Versus\_Combination\_Instruments\_for\_Tinnitus\_Therapy.pdf

Henry, J. A., Roberts, L. E., Ellingson, R. M., & Thielman, E. J. (2013). Computer-automated tinnitus assessment: Noise-band matching, maskability, and residual inhibition. Journal of the American Academy of Audiology, 24(6), 486–504. https://doi.org/10.3766/jaaa.24.6.5

Henry, J. A., Schechter, M. A., Loovis, C. L., Zaugg, T. L., Kaelin, C., & Montero, M. (2005). Clinical management of finnitus using a "progressive intervention" approach. Journal of Rehabilitation Research and Development, 42(4 Suppl 2), 95–116. https://doi.org/10.1682/jrrd.2005.01.0005

Henry, J.A., Stewart, B. J., Griest, S., Kaelin, C., Zaugg, T. L., & Carlson, K. (2016). Multisite Randomized Controlled Trial to Compare Two Methods of Tinnitus Intervention to Two Control Conditions. Ear and Hearing, 37(6), e346–e359. https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000330

Jastreboff, P. J. (1990). Phantom auditory perception (tinnitus): Mechanisms of generation and perception. Neuroscience Research, 8(4), 221–254. https://doi.org/10.1016/0168-0102/90)90031-9

Jastreboff, P. J. (2000). Tinnitus Habituation Therapy (THT) and Tinnitus Retraining Therapy (TRT). In Tinnitus handbook (pp. 357–376). Singular Publishing Group.

Job, A., Jacob, R., Pons, Y., Raynal, M., Kossowski, M., Gauthier, J., Lombard, B., & Delon-Martin, C. (2016). Specific activation of operculum 3 (0P3) brain region during provoked tinnitus-related phantom auditory perceptions in humans. Brain Structure & Function, 221(2), 913–922. https://doi.org/10.1007/s00429-014-0044-0

Langguth, B., Kreuzer, P. M., Kleinjung, T., & De Ridder, D. (2013). Tinnitus: Causes and clinical management. The Lancet. Neurology, 12(9), 920–930.https://doi.org/10.1016/S1474-4422(13)70160-1

Lewis, R. M., Jahn, K. N., Parthasarathy, A., Goedicke, W. B., & Polley, D. B. (2020). Audiometric Predictors of Bothersome Tinnitus in a Large Clinical

Cohort of Adults With Sensorineural Hearing Loss. Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology

Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 41(4), e414–e421. https://doi.org/10.1097/MA0.0000000000002568

Maynard, C., Trivedi, R., Nelson, K., & Fihn, S. D. (2018). Disability Rating, Age at Death, and Cause of Death in U.S. Veterans with Service-Connected Conditions. Military Medicine, 183(11–12), e371–e376. https://doi.org/10.1093/milmed/usy040

McNeill, C., Távora-Vieira, D., Alnafjan, F., Searchfield, G. D., & Welch, D. (2012). Tinnitus pitch, masking, and the effectiveness of hearing aids for tinnitus therapy. International Journal of Audiology, 51(12), 914–919. https://doi.org/10.3109/14992027.2012.721934

Nondahl, D. M., Cruickshanks, K. J., Huang, G.-H., Klein, B. E. K., Klein, R., Nieto, F. J., & Tweed, T. S. (2011). Tinnitus and its risk factors in the Beaver

Dam offspring study. International Journal of Audiology, 50(5), 313–320. https://doi.org/10.3109/14992027.2010.551220

Noreña, A. J. (2011). An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 35(5), 1089–1109. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.11.003

Norena, A., Micheyl, C., Chéry-Croze, S., & Collet, L. (2002). Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: Implications for the underlying mechanisms of tinnitus. Audiology & Neuro-Otology, 7(6), 358–369. https://doi.org/10.1159/000066156 Roberts, L. E., & Salvi, R. (2019). Overview: Hearing

Roberts, L. E., & Salvi, R. (2019). Overview: Hearing loss, tinnitus, hyperacusis, and the role of central gain. Neuroscience, 407, 1–7. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.03.021

Schad, M. L., McMillan, G. P., Thielman, E. J., Groon, K., Morse-Fortier, C., Martin, J. L., & Henry, J. A. (2018). Comparison of acoustic therapies for tinnitus suppression: A preliminary trial. International Journal of Audiology, 57(2), 143–149. https://doi.org/10.108 0/14992027.2017.1385862

Terry, A. M., Jones, D. M., Davis, B. R., & Slater, R. (1983). Parametric studies of tinnitus masking and residual inhibition. British Journal of Audiology, 17(4), 245–256. https://doi.org/10.3109/03005368309081485

Tyler, R. S., Noble, W., Coelho, C. B., & Ji, H. (2012). Tinnitus retraining therapy: Mixing point and total masking are equally effective. Ear and Hearing, 33(5), 588–594. https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31824f2a6e

Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (2003). Tinnitus: Clinical measurement. Otolaryngologic Clinics of North America, 36(2), 293–305, vi. https://doi.org/10.1016/s0030-6665(02)00162-7

Weidt, S., Delsignore, A., Meyer, M., Rufer, M., Peter, N., Drabe, N., & Kleinjung, T. (2016). Which tinnitus-related characteristics affect current healthrelated quality of life and depression? A cross-sectional cohort study. Psychiatry Research, 237, 114–121. https://doi.org/10.1016/j.psychres.2016.01.065





# > ACTUALITÉS

# BIOTONE Dispositifs médicaux électroniques avec UV-C



Depuis de nombreuses années, les lampes UV sont utilisées pour la désinfection de l'air et des surfaces et cela dans de nombreux domaines. Nos systèmes d'entretien électroniques ont été conçus pour répondre aux exigences d'un entretien simple, réqulier et efficace des aides auditives.

Avec des fonctions essentielles comme le séchage ou le nettoyage complet, ils sont dotés de lampes UV-C pour assurer une fonction devenue essentielle, le traitement de toutes les surfaces des aides auditives, y compris leurs embouts.

**Smart Dryer Li-ion** permet de charger, sécher et traiter aux UV-C grâce à un simple assemblage avec le chargeur Smart Li-ion power du Groupe Sivantos.



**Perfect Clean** est l'unique dispositif médical électronique d'entretien complet avec nettoyage des écouteurs, séchage et rayonnement UV-C



**Perfect Dry Lux** allie plusieurs technologies de pointe afin d'assurer le séchage et le traitement par UV-C.



Le saviez-vous?

**89%** des pannes et des dysfonctionnements sont liés au manque d'entretien des aides auditives

#### STARKEY

#### Le live des évolutions de Livio Edge Al lancé avec succès

Quelques semaines après le premier événement virtuel du lancement réussi de Livio Edge Al, Starkey a renouvelé cette expérience ce jeudi 17 septembre, en présentant les évolutions de sa plateforme sur Youtube et retransmis sur l'Académie Starkey.



Thierry Daudigon a démarré l'événement en présentant la gamme de solutions connectées la plus complète de l'industrie.

Jeudi 17 septembre à 12h30 s'est déroulé en direct de Starkey l'événement virtuel des évolutions technologiques de Livo Edge Al. Le taux d'audience que Starkey s'était fixé a été atteint avec près de 500 internautes. Des journalistes de la presse professionnelle étaient également présents pour la conférence de presse prévue après l'événement.

Pendant une heure, les intervenants se sont succédés pour présenter les évolutions notables de Livio Edge Al.

Parmi les nouveautés, l'extension de la gamme d'aides auditives Starkey la plus complète de l'industrie qui intègre le dernier né, le BTE Rechargeable et connecté, le plus petit et le plus puissant du marché\*. En comparaison avec les modèles de la concurrence, sa taille a été réduite de 30 % et de 22 % par rapport au contour pile 13 Starkey. Il offre une puissance de 70 dB de gain au coupleur 2cc et bénéficie du plus grand indice de protection IP68.

Fabrice Vigneron a clotûré l'événement en passant en revue toutes les innovations technologiques telles que le suivi de l'activité physique et cérébrale, la détection et alertes de chute, la traduction instantanée... qui ont fait le succès de Livio Al, la première aide auditive dotée de l'intelligence artificielle et de capteurs inertiels. Au cours des 15 dernières minutes, les intervenants ont répondu aux questions des journalistes et à celles posées par les internautes en chat dont certaines sur l'application Thrive, les commandes vocales et le double tap, des fonctionnalités très appréciées par les utilisateurs. Ce nouvel événement live est un succès de plus pour Starkey, qui est fier d'offrir à ses clients des technologies leur permettant d'appareiller leurs patients de

solutions auditives innovantes dotées de l'intelligence artificielle la plus avancée.

"Je suis fier de Starkey, qui a encore montré sa position de leader en matière d'innovations. Nous sommes heureux de voir que certaines fonctionnalités présentées il y a peu sur nos technologies Livio telles que le double tap, sont proposées dans plus de produits chez plus de fabricants. Cela fait avancer les choses et rend les solutions auditives plus faciles à vivre. Et nous espèrons que les innovations présentées lors de ce lancement recevront un aussi bon accueil de la part des utilisateurs." a déclaré Thierry Daudignon.



Une conférence de presse s'est tenue après l'événement avec les intervenants.

Retrouver la vidéo de l'événement sur Youtube : https://www.youtube.com/watch?v=V1mOqVe300A Contact presse : Eric Van Belleghem 06 88 23 68 13 - Eric\_VanBelleghem@starkey.fr

\*Étude d'analyse comparative de la concurrence Starkey 2019

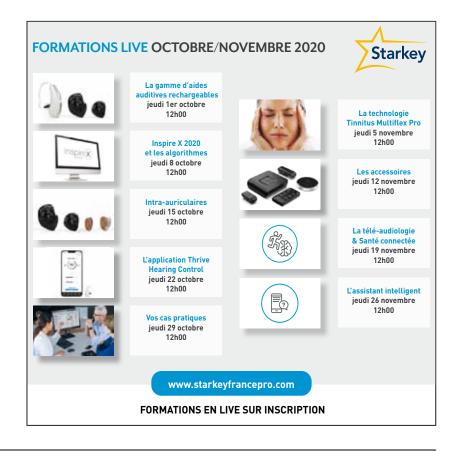
# ACTUALITÉS <



#### Programme des formations de l'Académie Starkey Octobre/Novembre 2020

Starkey propose sur sa plateforme de formations en ligne, un nouveau programme pour les 2 prochains mois. Dès le mois d'Octobre, des sessions seront organisées les mardis et les jeudis à 12h00.

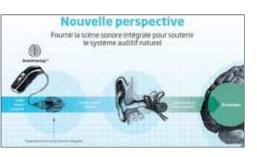
Au programme une session «Bienvenue @ Starkey - vue d'ensemble de la gamme & ressources en ligne» disponible les 1er et 3ème mardi ; vous assisterez à une présentation générale de la gamme Starkey et des formations en ligne. Tous les ieudis. des focus sur des thèmes spécifiques liés aux évolutions technologiques de la plateforme Thrive, pour approfondir et actualiser ses connaissances. Un live sur des cas pratiques est également proposé, avec des mises en situation sur des problématiques de la vie courante lors de sessions d'appareillage ou de réglages avec les technologies Starkey, offrant la possibilité aux participants de poser des questions.



#### OTICON

#### Une nouvelle percée en science de l'audition défie la manière dont les solutions auditives aident les malentendants

La philosophie BrainHearing™ d'Oticon franchit un nouveau cap dans la reconnaissance de ses bénéfices. Etayée par de nouvelles données, il est désormais démontré que le cerveau a besoin du paysage sonore le plus complet possible pour fonctionner de manière naturelle. Cette découverte révolutionnaire sur la manière dont le cerveau traite le son va avoir un impact sur les solutions techniques proposées aux patients. En effet, en déterminant le meilleur moyen de soutenir le cerveau,





Toutes les évolutions de la plateforme disponibles depuis le 1<sup>er</sup> septembre ont été présentées succéssivement par Thierry Daudignon - Directeur général, Christophe Micheyl - Directeur européen en recherche, Guillaume Allermoz - Directeur de l'Université Starkey, Julien Nizard - Formateur régional et Fabrice Vigneron - Directeur général adjoint régional et Fabrice Vigneron - Directeur général adjoint.

on peut avoir un impact significatif sur la qualité de vie. Ainsi, traiter la perte auditive en choisissant une solution technique qui aide la fonction naturelle du cerveau entraîne une réduction des problèmes de santé liés à la perte auditive.

Oticon est ravi de partager de nouvelles données qui viennent confirmer sa philosophie audiologique avant-gardiste BrainHearing<sup>TM</sup>, et notamment sa conviction que l'ouverture complète du monde sonore est nécessaire pour ceux qui présentent une perte d'audition afin d'aider la fonction auditive naturelle du cerveau. Aujourd'hui, un certain nombre d'études ayant recours à différentes méthodes d'analyse ont conclu que le cerveau travaillait mieux s'il avait accès à tous les sons de son paysage sonore.

Cela remet bien évidemment en cause les nombreuses technologies traditionnelles qui essaient de prendre en charge la perte d'audition, en réduisant le paysage sonore, et en éliminant certains sons.

« Jusqu'ici, ce qu'il se passait dans le cortex auditif, le principal centre de l'audition du cerveau, restait nébuleux », explique Thomas Behrens, responsable du département Audiologie chez Oticon. « Une boîte noire mystérieuse pour tous les audiologistes. Or, un certain nombre d'études indépendantes, ainsi que nos recherches menées en coopération avec les universités, nous ont enfin éclairés sur un nouveau rôle fondamental du cerveau et la manière dont il traite le son. C'est une étape importante dans la recherche auditive et une avancée qui nous apporte

# > ACTUALITÉS

des connaissances considérables sur ce qu'il se passe vraiment. »

centre de recherche d'Oticon, Eriksholm, vient de réaliser plusieurs études sur la manière dont le cerveau traite le son. Les résultats, obtenus en utilisant des électroencéphalogrammes (EEG)1, corroborent ceux d'études indépendantes qui ont utilisé la magnétoencéphalographie (MEG)<sup>2</sup> et l'exploration par électrodes profondes<sup>3</sup> pour prouver que le système auditif du cerveau se compose de deux sous-systèmes, dits Système d'orientation et Système de concentration (Voir explications détaillées dans O'Sullivan et al, 2019, où ils placent cela dans le contexte du cortex auditif, le principal centre de l'audition dans le cerveau.), qui travaillent constamment et simultanément ensemble pour restituer un tableau sonore complet afin que le cerveau puisse fonctionner de manière optimale. Tandis que 'le système d'orientation' capte tous les sons environnants quelles que soient leur nature et leur direction, 'le système de concentration' permet de se focaliser, se concentrer, sur des points d'intérêt spécifiques en filtrant les sons sans importance. Notre faculté à entendre dépend entièrement de la manière dont ces deux sous-systèmes fonctionnent ensemble, seuls les sons au centre de l'attention pouvant être interprétés par le cerveau pour une signification plus profonde, comme cela est le cas pour comprendre la parole. Les tests montrent également que pour qu'un individu se concentre de façon appropriée, il doit d'abord recevoir l'intégralité de la scène sonore. Le système d'orientation est la première phase du traitement du son et offre au cerveau les conditions optimales pour déterminer les sons sur lesquels il doit se concentrer, et lesquels il va choisir. Oticon innove et propose depuis

Oticon innove et propose depuis longtemps des technologies auditives qui aident spécifiquement et efficacement le cerveau à donner tout son sens au son. Oticon a créé un changement de paradigme dans l'audition en introduisant l'expérience sonore ouverte avec Oticon Opn<sup>TM</sup>, tandis que les autres technologies

 EEG, Alickovic et al, 2020 – Effects of Hearing Aid Noise Reduction on Early and Late Cortical Representations of Competing Talkers in Noise

conventionnelles continuent de répondre à la perte auditive par la directivité, la réduction de gain pour limiter l'effet Larsen, la priorisation de la parole et la compression traditionnelle, des approches qui restreignent toutes l'accès au paysage sonore complet. Collectivement, les diverses études sur l'audition démontrent qu'en supprimant l'environnement sonore naturel, le cerveau reçoit des informations incomplètes, et révèlent que l'approche limitative du traitement de la perte auditive par des aides auditives conventionnelles oblige le cerveau à travailler encore plus pour combler les lacunes. L'effort accru que ce dernier doit fournir afin de donner un sens au son en cas de perte auditive a diverses conséquences, notamment un déclin cognitif et une réduction du volume cérébral accélérés. Ne pas donner au cerveau l'intégralité des scènes sonores peut même l'inciter à réorganiser ses fonctions corticales, en accordant la priorité aux stimulations visuelles. Le temps d'un nouveau regard est venu.

« Il est fondamental de traiter la perte auditive dans son ensemble pour éviter les problèmes de santé liés à la perte d'audition », explique Thomas Behrens. « Si le cerveau n'est pas pleinement soutenu pour fonctionner de manière naturelle, il compense et change, sans parler du stress inutile qu'il subit. Il est clairement prouvé qu'une perte auditive non traitée et ses conséquences pour le cerveau sont en lien avec l'isolement social et la dépression, un risque significativement accru de démence et plus de cas de blessures par suite de chutes4. Cette découverte en science de l'audition apportée par une série d'études récentes indique clairement que la perte auditive doit être traitée en aidant le cerveau à percevoir l'environnement sonore dans son ensemble - non en limitant le son qu'il reçoit. Nous sommes vraiment fiers de montrer la voie avec notre recherche BrainHearing™ et entendons continuer à innover avec des technologies auditives qui aident le cerveau et lèvent à terme les obstacles que la perte d'audition impose aux malentendants. »

Pour en savoir plus sur Oticon BrainHearing™, rendez-vous sur : https://www.oticon.fr/ professionals/audiology-and-technology/ our-approach/we-think-brain-first

#### **Enseignement**

# Formations professionnelles 2020

### Ateliers sensoriels en surdicécité

**Objectifs**: Tous les instituts pour sourds ont accueilli, accueillent ou accueilleront des jeunes sourds porteurs du syndrome de Usher. Cet atelier sensoriel surdicécité a pour objectif de sensibiliser les jeunes atteints de la double déficience sensorielle et leurs camarades sourds aux techniques compensatoires et aux accompagnements spécifiques à la perte visuelle de façon ludique et non stigmatisante. Les objectifs principaux sont de : définir la surdicécité secondaire, en particulier le syndrome de Usher ; comprendre les répercussions de la perte visuelle progressive sur la vie de tous les jours ; acquérir les outils et la posture pour la conduite des ateliers sensoriels surdicécité.

Contenu: Définitions théoriques de la surdicécité et de la sensorialité - Mises en situations concrètes sous lunettes de simulation et bandeaux - Création de l'atelier et principes fondamentaux; Rééducations spécifiques à la basse vision - Ateliers interactifs: Transposition de techniques rééducatives individuelles à l'accompagnement ludique en groupe de l'atelier sensoriel surdicécité; contournement de jeux et d'objets pour l'atelier sensoriel surdicécité - Progression de l'atelier sensoriel surdicécité et vidéos.

**Modalités**: Exposés théoriques - Ateliers interactifs - Mises en situations concrètes - Vidéos

**Type de formation** : Perfectionnement **Intervenante** :

Elodie THIERCELIN, Enseignante spécialisée, IJS Bourg la Reine

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents) :

Dates: 19 et 20 novembre 2020

Durée : 2 jours - 12h

Lieu: Halle Pajol, 20 Esplanade Nathalie

Sarraute, 75018 Paris

Tarif: 400 euros

**Public** : Professionnels de la surdité : orthophonistes, enseignants spécialisés, éducateurs spécialisés...

Nbre maximum de participants : 15

<sup>2.</sup> MEG, Puuvada & Simon, 2017 - Cortical Representations of Speech in a Multitalker Auditory Scene.

<sup>3.</sup> Deep Electrodes, O'Sullivan et al, 2019 – Hierarchical Encoding of Attended Auditory Objects in Multi-talker Speech Perception

<sup>4.</sup> Mahmoudi et al, 2019 - Can Hearing Aids Delay Time to Diagnosis of Dementia, Depression, or Falls in Older Adults?





Avec AUDITION CONSEIL 3 solutions pour accompagner les indépendants :

#### CRÉER SON ACTIVITÉ

Vous souhaitez vous installer en tant qu'indépendant?

### TRANSFORMER SON CENTRE

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

#### S'ASSOCIER OU DEVENIR SALARIÉ

Intégrez un réseau avec plus de 90% de centres exclusifs







Rejoignez AUDITION CONSEIL le 1<sup>er</sup> réseau d'audioprothésistes indépendants sous enseigne

**Contactez Denis Kocher,** Directeur du développement



acfparis@auditionconseil.f 01 56 56 75 61 06 45 24 93 69



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

auditionconseil.fr 🗘 🖪 🟏

# AUDITION CONSEIL RECRUTE

### AUDIOPROTHÉSISTE D.E.

poste à pourvoir en Alsace (Bas-Rhin : Strasbourg / Molsheim)

Nous vous proposons d'intégrer un groupe familial implanté dans l'Est de la France, avec une quinzaine de centres (Alsace, Lorraine, Rhône-Alpes, Auvergne) adossés à un groupement d'indépendants.

Vous travaillerez avec une patientèle déjà développée et assurerez le développement et la fidélisation de la clientèle, avec une liberté d'exercice et une autonomie importante. Vous bénéficierez de l'appui de services support au sein d'une équipe d'audioprothésistes et d'assistantes déjà en place

Vous avez le sens de la relation client et maîtrisez l'ensemble des pratiques techniques du métier.

CDI / Temps plein / Statut cadre et avantages

Pour postuler : merci d'envoyer CV et lettre de motivation à Laurence BERTAUD

lbertaud@groupe-schertz.com







# Audioprothésiste rejoignez É(●UTER V●IR







- Des postes disponibles dans le Var, les Alpes-Maritimes et les Bouches-du-Rhône
- . Des formations régulières
- . Des cabines équipées d'une technologie de pointe
- Une entreprise de l'économie sociale et solidaire

### Intégrer votre centre indépendant

- . Rejoignez une enseigne nationale déjà bien représentée en région Sud / PACA
- Nous étudions toute offre de reprise de votre centre et de sa patientèle
- . Bénéficiez de la certification Quali'Audio

**Contactez Philippe Gomez** Directeur Réseau Optique Audio



p.gomez@lamut.fr 04 83 32 14 37 06 11 55 42 78



















# Signia Assistant



Fonctionnalité de l'application Signia App, Signia Assistant est une Intelligence Artificielle, basée sur un réseau de neurones artificiels, qui répond de façon immédiate et personnalisée à chacune des situations rencontrées par le patient. L'application propose ainsi une ou plusieurs modifications de réglage jusqu'à obtenir la satisfaction du patient.

En apprentissage continu, Signia Assistant se nourrit des retours des utilisateurs à travers le monde entier pour améliorer ses propositions.

93% des utilisateurs\* sont plus satisfaits de leurs aides auditives en situations d'écoute difficiles en utilisant Signia Assistant.

Signia App Application gratuite compatible Android et iOs.







Assistance patient en continu 24h/7j Une solution immédiate pour vos patients.



Un outil à votre service, sur lequel vous gardez la main.



Gain de temps, Optimisation de la prise en charge de vos patients.

# livioEdge

# Incomparable! Unique!



### La gamme d'aides auditives rechargeables la plus complète du secteur

Starkey étend sa gamme avec le plus petit et le plus puissant BTE rechargeable du secteur\*



### Mode Edge

Adaptation automatique dans les environnements sonores difficiles ou complexes en temps réel



### (IntelliVoice)

Amélioration du signal vocal pour mieux comprendre la parole dans le bruit



### ((!)) Find my phone

Localisation de son téléphone grâce à l'assistant Thrive de l'aide auditive









### **RENSEIGNEZ VOUS AUPRÈS DE VOTRE RESPONSABLE RÉGIONAL OU** SUR STARKEYFRANCEPRO.COM



Télécharger la nouvelle version Inspire X 2020.1 pour bénéficier de la mise à jour du firmware et faire profiter vos patients des fonctionnalités liées à l'évolution de la plateforme.