Les Cahiers de
l'Audition
LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

Volume 32 - Juillet/Août 2019 - Numéro 4

41ÈME CONGRÈS des Audioprothésistes 2019

RÉSUMÉS DES COMMUNICATIONS

(2ÈME PARTIE)

Métier et technique

Traduction et adaptation culturelle du questionnaire de satisfaction SADL (Satisfaction with Amplification in Daily Life).

Alexane HOCHART, Mathieu FERSCHNEIDER, Nicolas HENRIOT, Brieux CAZALS, Laurent VALLA et Annie MOULIN

Veille implants cochléaires

Un modèle de reconstruction tridimensionnelle de la cochlée au service de l'implantation cochléaire

Thomas DEMARCY, Isabelle PELISSON, Dan GNANSIA, Hervé DELINGETTE, Nicholas AYACHE, Charles RAFFAELLI, Clair VANDERSTEEN, Nicolas GUEVARA N.

Veille Technique

Les innovations des industriels

Actualités

Enseignement - Communiqués

ISSN 09803483

MED EL

easyIRM

Implants auditifs MED-EL
Conçus pour des examens IRM faciles

Saviez-vous que d'ici les dix prochaines années, 3 patients sur 4 auront besoin d'une IRM ? Que ce soit pour un examen de routine ou pour une urgence après un accident, l'accès immédiat et sécurisé à l'IRM est essentiel pour tous.

C'est pourquoi tous les implants auditifs MED-EL sont conçus avec des aimants spécifiques pour fournir une excellente sécurité IRM. En effet, pendant plus de 20 ans, nous n'avons jamais eu de cas rapportés de dislocation de l'aimant pendant un examen IRM. C'est ce qui fait de MED-EL un choix fiable pour une sécurité IRM supérieure et la tranquillité d'esprit.

- Pas de chirurgie
- Pas d'inconfort
- Pas d'interruption de l'audition

Les dispositifs d'implants cochléaires MED-EL (SYNCHRONY, SYNCHRONY PIN, SONNET, SONNET EAS, RONDO et RONDO 2) sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) relatif à l'inscription de systèmes d'implants cochléaires et du tronc cérébral au chapitre 3 du titre II et au chapitre 4 du titre III de la liste des produits et prestations remboursables prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale et dans l'arrêté du 30 Août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012) relatif à l'extension des indications concernant l'implantation cochléaire bilatérale chez l'enfant pour des implants cochléaires inscrits au chapitre 4 du titre III de la liste des produits et prestations remboursables prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 12/2018. MED-EL, 400 avenue Roumanille, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : 04 83 88 06 00

27273 r1.0

hearLIFE

Pour plus d'information, rendez-vous sur medel.com.

Choisir MED-EL, c'est rester serein.

Sommaire

3 Editorial

Paul AVAN

5 Le mot du Président

François Le HER

7 Dossier :
41ème Congrès des audioprothésistes 2019
Résumés des communications (2ème partie)

7 **Apport de l'entrainement auditif à l'intelligibilité du malentendant appareillé**
Christophe NEMETH

14 **Evaluation d'un nouveau dispositif à Conduction Osseuse : L'ADHEAR de MED-EL**
Mélanie SONTHONNAX, Morgan POTIER, Fabien SELDRAN, Vincent PÉAN, Paul BERGER, Stéphane GALLÉGO

20 **Estimation du bruit interne dans des tâches de détection de modulation d'amplitude (AM) et de fréquence (FM) sous l'effet du vieillissement**
Louis VILLEJOUBERT, Sarah ATTIA, Christian LORENZI

29 Métier et technique

Traduction et adaptation culturelle du questionnaire de satisfaction SADL (Satisfaction with Amplification in Daily Life).
Alexane HOCHART, Mathieu FERSCHNEIDER, Nicolas HENRIOT, Brieux CAZALS, Laurent VALLA et Annie MOULIN

36 Veille implants cochléaires

Un modèle de reconstruction tridimensionnelle de la cochlée au service de l'implantation cochléaire
Thomas DEMARCY, Isabelle PELISSON, Dan GNANSIA, Hervé DELINGETTE, Nicholas AYACHE, Charles RAFFAELLI, Clair VANDERSTEEN, Nicolas GUEVARA N.

41 Veille technique

Les innovations des industriels
OTICON, PHONAK, RESOUND, SIGNIA, STARKEY, WIDEX

61 Actualités

Enseignement

63 Emplois

Les Cahiers de l'Audition
Juillet/Août 2019 - Vol 32 - 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 COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
acoez@noos.fr

Rédacteur en chef

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

Conception et réalisation

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

Abonnements, publicités & annonces

editions-cna@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Juillet/Août 2019
Vol. 32 N°4
Imprimé par Simon Graphic

Le Collège National d'Audioprothèse

Président	Président d'honneur	Président d'honneur Secrétaire Général	Président d'honneur	1er Vice Président	2e Vice Président	Trésorier Général	Trésorier Général adjoint	Secrétaire général adjoint	Directeur Cahiers de l'audition
François LE HER	Xavier RENARD	Eric BIZAGUET	Stéphane LAURENT	Matthieu DEL RIO	Christian RENARD	Eric HANS	Thomas ROY	Frank LEFEVRE	Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse

Charlotte BALET	Hervé BISCHOFF	Jean-Jacques BLANCHET	David COLIN	François DEJEAN	Jean-Baptiste DELANDE	Xavier DELERCE	STÉPHANE GALLEGO	
Stéphane GARNIER	Alexandre GAULT	Grégory GERBAUD	Céline GUEMAS	Jehan GUTLEBEN	Bernard HUGON	Jérôme JILLIOT	Yves LASRY	
Yoan NAHMANI	Morgan POTIER	Frédéric REMBAUD	Mathieu ROBIER	Benoit ROY	Jean-François VESSON	Alain VINET	Paul-Edouard WATERLOT	

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse

Patrick ARTHAUD	Jean-Claude AUDRY	Jean-Paul BERAHA	Geneviève BIZAGUET	Daniel CHEVILLARD	Christine DAGAIN	Ronald DE BOCK	Xavier DEBRUILLE
François DEGÔVE	Jean-Pierre DUPRET	Charles ELCABACHE	Robert FAGGIANO	Francis FONTANEZ	Maryvonne NICOT-MASSIAS	Claude SANGUY	Philippe THIBAUT

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse

Roberto CARLE	Léon DODELE	Bruno LUCARELLI	Philippe LURQUIN	Leonardo MAGNELLI	Philippe ESTOPPEY
Carlos MARTINEZ OSORIO	Thierry RENGLET	Juan Martinez SAN JOSE	Christoph SCHWOB	Elie EL ZIR Membre Correspondant étranger associé	

Editorial

Paul AVAN

Dans la suite logique du numéro 3, les Cahiers de l'Audition publient la suite et fin des mémoires des lauréats du dernier congrès d'audioprothèse, distingués pour leur qualité scientifique et l'originalité de leur approche. A l'heure où certains pays encouragent la vente banalisée d'appareils amplificateurs sans intervention d'audioprothésiste, il est intéressant de voir comment un tandem constitué d'un jeune diplômé ayant consacré quelques mois à construire et réaliser un projet, et d'un maitre de stage (et son équipe) au fait des problématiques modernes parvient à proposer une prise en charge enrichie, tout en restant réaliste dans un cadre technique et commercial viable. Christophe Nemeth analyse comment une rééducation structurée complète la technologie des appareils et les compétences techniques de l'audioprothésiste en encourageant la motivation du patient. Mélanie Sonthonnax évalue les paramètres de la réhabilitation d'une cophose unilatérale par un dispositif à conduction osseuse tenu en place par un adhésif, une technologie nouvelle qui remplace un CROS classique sans nécessiter d'implantation. Enfin Louis Villejoubert se penche sur les performances en détection de modulations d'amplitude et de fréquence, une aptitude essentielle lorsqu'on est confortés à des stimuli naturels. Le vieillissement les affecte de manière suffisamment subtile pour donner l'idée de mettre en compétition les modèles explicatifs.

Les articles de la rubrique métiers et techniques vont dans le même sens de combiner une problématique très pratique et une approche de laboratoire de recherche, ainsi avec l'équipe de Lyon, Alexane Hochart et collègues, qui a traduit et restructuré un questionnaire de satisfaction en l'adaptant au contexte culturel du patient, au moyen d'une méthodologie rigoureuse. L'approche individualisée de l'appareillage s'applique aussi au domaine de l'implant cochléaire, dans lequel Thomas Demarcy et l'équipe de Nice reconstruisent en 3D la cochlée du candidat, visualisant ainsi ses particularités anatomiques et évaluant la profondeur d'insertion et le traumatisme cochléaire pour orienter la prise en charge ultérieure. En bref donc, une chirurgie, audiologie et audioprothèse affinées dans le sens d'une meilleure prise en charge des besoins personnels de chaque patient.

REXTON

www.rexton.com

NOUVEAUTÉ

STYLELINE BT 8C, SIMPLEMENT IRRÉSISTIBLE.

TOUS LES BÉNÉFICES DE **MYCORE**
COMBINÉS AU **MEILLEUR**
DE LA TECHNOLOGIE
RECHARGEABLE LITHIUM-ION.

Made for iPhone | iPad | iPod

Bluetooth™

Grâce au **chargeur nomade**,
les aides auditives StyleLine assurent
une **autonomie inégalée de 19 heures.**

Rexton est une marque du Groupe Sivantos GmbH

BIOTONE
TECHNOLOGIE MÉDICALE

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

MyCore 8C Technology

BIOTONE addict

Le mot du Président du Collège

François LE HER

L'Université Virtuelle du Collège National d'Audioprothèse ouvre ses portes en Janvier 2019

Pourquoi créer une Université Virtuelle du Collège National d'Audioprothèse ?

Dans l'esprit des membres fondateurs du Collège National d'Audioprothèse, Geneviève BIZAGUET, Jean-Claude AUDRY, Jacques DEHAUSSY, Francis FONTANEZ, Jean OLD, Georges PEIX, Maurice RAINVILLE, Claude SANGUY, Joany VAYSSETTE, Paul VEIT, l'association ainsi créée, se devait d'être dotée d'un caractère institutionnel à la hauteur des perspectives de création d'une profession d'excellence.

Il convenait alors de fournir à cette association des statuts susceptibles d'enflammer le désir chez les nouveaux jeunes audioprothésistes diplômés d'état en les conduisant à rechercher la perfection dans leur exercice professionnel. Le principe d'une académie volontairement limitée en nombre à 40 membres, à l'instar de l'Académie royale de médecine avec des membres élus par leurs pairs, devenait acté statutairement.

Si le cadre et les missions dévolues à cette institution étaient parfaitement adaptés à l'époque, l'évolution des politiques de santé du cadre socio professionnel de notre exercice ont rendu cette limitation institutionnelle des membres actifs problématique pour justifier de la considérable influence et représentativité de notre association.

Comment prouver aux autorités que le soutien de nos confrères aux orientations et décisions prises par le Collège National d'Audioprothèse étaient majoritaires chez les Audioprothésistes Français ?

C'est pour répondre à cette question que le conseil d'administration du C.N.A. a voulu créer l'Université Virtuelle du Collège National d'Audioprothèse. Regroupement de l'ensemble des professionnels de santé dûment qualifiés pour exercer en France, cette Université Virtuelle devrait permettre de comptabiliser les soutiens à notre association tout en offrant à nos confrères des services susceptibles de leur permettre d'améliorer leurs pratiques professionnelles.

Qu'est-ce que l' UVCNA ou Université Virtuelle du Collège National d'Audioprothèse ?

L'UVCNA c'est le campus virtuel officiel du Collège National d'Audioprothèse (CNA).

- C'est un **environnement riche, privatisé, centralisé et sécurisé, rassemblant uniquement des Audioprothésistes autorisés à exercer en France et inscrits sur le répertoire ADELI** (Automatisation DEs LIstes). Ce fichier national géré par l'ARS pour le compte du Ministère chargé de la Santé, enregistre les professions de santé réglementées par le Code de la Santé Publique et le Code de l'Action Sociale et des Familles.
- **L'inscription à l'UVCNA est gratuite et ouverte à tous les audioprothésistes inscrits au répertoire ADELI** dans la mesure où ces candidats acceptent le traitement de leurs données à caractère personnel de manière exclusive par le CNA dans le cadre du Règlement général sur la protection des données (RGPD).
- Dans ce cadre, **les audioprothésistes inscrits à l'UVCNA pourront choisir de ne pas figurer sur la liste nationale ordinale ADELI du Collège National d'Audioprothèse**, liste qui sera accessible au grand public sur le site du CNA. Cette liste permettra au grand public de s'informer sur un prestataire de santé afin de vérifier la qualification de l'interlocuteur associé à un numéro ADELI (Numéro ADELI, Nom, Prénom, année et lieu d'obtention du diplôme d'audioprothésiste ou type du diplôme étranger et date d'obtention de l'autorisation d'exercice en France, lieux d'exercice professionnel).
- **L'inscription à l'Université Virtuelle** du Collège National d'Audioprothèse (**http://www.audioepu.com/universite-virtuelle**) **permettra aux audioprothésistes inscrits** :

- d'être **automatiquement abonné sans aucun frais à la revue nationale du CNA : les cahiers de l'audition**.
- de **bénéficier de la plateforme d'apprentissage e Learning de l'Université Virtuelle du Collège** qui leur apportera un support à l'enseignement présentiel de l'EPU et leur permettra un apprentissage en ligne nécessaire à la validation de leur module de formation DPC.
- de **visualiser les présentations des EPU précédents en replays**
- de **recevoir la Newsletter du CNA**
- d'**accéder au forum scientifique du CNA** dans lequel ils pourront poser des questions ou accéder à des documents et des présentations de collégiens avec possibilité de téléchargement en format PDF.

En espérant que ce nouvel outil sera à la hauteur de vos attentes et dans l'attente de vos nombreux soutiens, je me permets en ma qualité de président de notre association, de vous souhaiter une bonne rentrée universitaire.

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

Oticon | Opn S

Encore plus loin dans la satisfaction des utilisateurs

Confirmé par vos témoignages au quotidien

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

96% des utilisateurs préfèrent le nouvel Opn S à Opn !

En plus de défier les lois de la physique, Opn S va bien au-delà d'Opn en termes de perception utilisateur, nouvelle étude à l'appui. **La fin de l'effet Larsen** est plus que soulignée. Ceci est possible grâce à la combinaison d'OpenSound Navigator et OpenSound Optimizer.

En savoir plus sur www.oticon.fr

oticon
PEOPLE FIRST

Apport de l'entrainement auditif à l'intelligibilité du malentendant appareillé

Christophe NEMETH Audioprothésiste D.E, Ecole d'Audioprothèse de Montpellier
Mémoire sous la direction de Laurent BURI, Audioprothésiste D.E, Aubenas - chnemeth87@hotmail.com

Résumé

L'entrainement auditif est source d'études depuis des décennies, sans parvenir à faire consensus dans la communauté scientifique sur son utilisation, son protocole et sa reproductibilité. Le fauteuil HearFit a pour objectif de permettre aux audioprothésistes de proposer un entrainement auditif à leur patientèle afin d'améliorer leur compréhension, et donc leur satisfaction liée au port de l'appareil auditif.

Dans cette étude visant à évaluer l'amélioration engendrée par l'entrainement auditif, nous disposons de 48 sujets presbyacousiques appareillés (groupe test) réalisant un entrainement auditif selon le protocole HearFit pendant dix semaines, et de 20 sujets presbyacousiques appareillés (groupe contrôle) n'effectuant pas d'entrainement auditif.

Les progrès d'intelligibilité sont évalués en procédant avant et après à une audiométrie vocale dans le bruit sur des listes cochléaires de Lafon et bruit Onde Vocale Globale de Dodelé dans les mêmes conditions expérimentales.

Les individus du groupe test, classés en groupes de difficulté selon les exercices, améliorent sans exception de manière significative leur compréhension dans le calme et dans le bruit, alors que le groupe contrôle ne s'améliore que très peu sans significativité statistique.

Les exercices hebdomadaires ne sont certainement pas les seules raisons d'une telle amélioration de performance, ressentie pour certains sujets dans leur quotidien. En effet, la motivation et le défi sont des facteurs clés de la réussite, les sujets venant réaliser leur entrainement dans un état d'esprit confiant et positif. Aussi, il serait intéressant de voir des études complémentaires sur le maintien des performances dans le temps, sans entretien par entrainement auditif, ainsi que d'autres protocoles faisant disparaître biais et situations favorables.

1 Introduction

Entendre et comprendre sont deux choses bien distinctes dans la prise en charge du déficient de l'ouïe. Le malentendant est à la recherche d'une meilleure compréhension, permettant un ancrage social et la communication. La récupération de l'audition n'est malheureusement pas suffisante à une restitution complète de la communication, faisant intervenir des processus supérieurs et centraux. Le cerveau doit être capable de percevoir, de traiter et de considérer comme signifiantes de petites différences de fréquences ou de durées, caractéristiques altérées avec l'âge et la presbyacousie.

L'un des rôles de l'audioprothésiste est la prise en charge de la rééducation auditive du déficient de l'ouïe par l'appareillage prothétique. Il est important d'arriver à évaluer les performances de compréhension immédiates et à long terme du patient. Si le résultat se révèle rapidement significatif pour certains, il est bien plus mitigé pour ceux ayant subi une plus longue privation auditive.

Cependant, nous observons avec le temps une amélioration progressive de la compréhension du malentendant appareillé, due à la stimulation quotidienne et à la rééducation auditivo-cognitive. La plupart d'entre eux finissent par atteindre un seuil de compréhension qui n'est pas toujours optimal, et ce ne sont pas quelques ajustements de gain qui permettent une pleine récupération de la communication recherchée.

Dans la plupart des domaines, l'entrainement et l'expérience sont souvent au cœur de la réussite. Un entrainement peut-il être applicable en discrimination auditive à des fins d'amélioration de l'intelligibilité chez le malentendant ?

De ce postulat naissent de nombreuses études américaines montrant que l'entrainement auditivo-cognitif permet une amélioration de la compréhension chez le malentendant presbyacousique appareillé, avec cependant une grande variabilité interindividuelle et dépendante du type d'exercice d'entrainement, allant jusqu'à entraîner des patients une heure par jour, cinq fois par semaine pendant deux mois. Ces études sont effectuées sur des séances d'entrainement informatisées très longues à un rythme soutenu, donc difficilement reproductibles dans le cadre d'une rééducation chez un audioprothésiste.

Le fauteuil d'entrainement auditif HearFit, développé par l'entreprise française LDRD, est destiné aux malentendants ressentant des difficultés de compréhension persistantes, que ce soit en milieu calme ou bruyant. A travers des exercices ludiques, courts et reproductibles, le logiciel cherche à apporter de nouveaux indices acoustiques et une discrimination phonétique plus précise, avec pour objectif une amélioration de l'intelligibilité. Si ce rôle incombe à l'origine aux orthophonistes, ceux-ci sont trop peu

nombreux pour consacrer autant de temps à la rééducation auditive de l'adulte sourd, du moins en France (ONDPS, 2011).

Ainsi, il permet de travailler de manière non randomisée sur des items langagiers adaptés aux confusions phonétiques du malentendant, avec le soutien et le contrôle de l'audioprothésiste, ajoutant davantage de poids à la notion de « réhabilitation auditive » que doit assurer ce professionnel de santé.

L'objectif de ce mémoire de fin d'études consiste à mettre en évidence une éventuelle amélioration des performances de compréhension dans le calme et dans le bruit de malentendants appareillés ayant effectué des séances régulières d'entrainement auditif avec le logiciel HearFit, et la compatibilité de tels exercices dans le quotidien d'un audioprothésiste.

1 Matériel et méthode

1. Population de l'étude

La population testée, respectant l'ensemble des critères d'inclusion à l'étude, est composée de 68 personnes malentendantes appareillées (31 femmes et 37 hommes), en moyenne âgés de 73 ans (écart-type 9). Chacun d'entre eux est un utilisateur régulier de ses aides auditives (10 à 11h par jour) et passe entre 20 et 30% du temps en milieu bruyant. Pour les besoins de l'étude, nous les répartissons en deux groupes, à proportions identique du groupe d'origine en âge et en sexe : 20 personnes pour le groupe de référence n'effectuant pas d'entrainement auditif, et 48 personnes pour le groupe test.

2. Critères d'inclusion

L'étude porte sur la compréhension de malentendants appareillés depuis plus de 6 mois, qui ne sont donc plus dans la période optimale de progression dans leur rééducation auditive, et dont le réglage est optimisé et inchangé depuis au moins la même période. On s'assurera que les équipements auditifs sont en bon état (chaîne de mesure) et âgés de 6 ans maximum.

Dans un souci de comparaison, chaque malentendant doit respecter les critères d'audiologiques suivants : perte auditive légère à moyenne, de perception de type presbyacousie, symétrique avec perte de compréhension, sans distorsion spatiale aggravée en vocal (Lafon, 1964), et atteignant 100% d'intelligibilité oreille par oreille sans appareils.

Sont exclus d'office de l'étude tout malentendant présentant une perte auditive asymétrique, unilatérale ou mixte, un examen otologique non sain, ou ne respectant pas les critères d'inclusions précédents.

A défaut de ne pouvoir s'affranchir totalement de la spécificité des appareils (sonorité, algorithmes, brevets…), nous effectuons les tests dans le bruit en utilisant l'algorithme microphonique de reproduction de l'effet pavillonnaire. Ainsi, les différents types d'appareils sont comparables entre eux, et nous évitons une variation de l'intelligibilité en fonction de l'effet directionnel des microphones (Ricketts, 2001).

Figure 1 : Le fauteuil d'entraînement auditif HearFit

3. Matériel de mesure

Pour l'évaluation des performances auditives de chaque sujet de l'étude, nous avons utilisé deux cabines audiométriques insonorisées, calibrées et étalonnées (calibration légale inférieure à 1 an) disposant d'un matériel audiologique adapté (inserts, logiciel OtoSuite d'Otometrics, logiciel Audyx pour les mesures en champ libre). Chaque cabine est évaluée au sonomètre afin de vérifier l'exactitude des niveaux sonores délivrés en champ libre d'une cabine à l'autre.

4. Matériel d'entrainement auditif : le fauteuil HearFit

Le fauteuil est recouvert d'un revêtement en tissu absorbant, permettant une correction acoustique de -15 dB au sein de l'habitacle, mais aussi une isolation phonique de l'environnement. En effet, ce fauteuil n'est pas placé dans une salle dédiée, mais accessible et visible. Le but est de placer le malentendant dans des conditions sonores naturelles et habituelles, et non pas dans un endroit privilégié acoustiquement.

Deux haut-parleurs sont intégrés dans le haut de l'habitacle, qui diffuseront les mots et énoncés des séances d'entrainement.

Le malentendant agit en totale autonomie, sans intervention de l'audioprothésiste. Il répond aux exercices sur un écran tactile intégré à la structure par une tablette mobile. Les exercices se veulent ludiques, expliqués au préalable et reproductibles.

5. Méthode

Le principe est d'évaluer les capacités de compréhension dans le calme et dans le bruit d'une population de malentendants appareillés, avant et après entrainement auditif avec le matériel HearFit (groupe test) pendant une période de dix semaines, à raison d'une séance d'entraînement par semaine. Puis, nous comparerons les résultats avec ceux d'une population de malentendants appareillés qui n'auront pas effectué d'entrainement auditif (groupe de référence).

a. Evaluation pré- et post-entraînement auditif

Pour ce faire, nous réalisons pour chaque individu de chaque groupe une audiométrie vocale dans le calme en champ libre sur des listes cochléaires de Lafon, avec appareils. Nous cherchons à obtenir prioritairement le maximum d'intelligibilité (100%) et le seuil d'intelligibilité (50%) qui serviront de critères de référence à l'évolution de la compréhension dans le calme.

Puis, nous réalisons une audiométrie vocale binaurale en champ libre dans le bruit, avec aides auditives, en utilisant les listes cochléaires de Lafon à 65 dB SPL et le bruit Onde Vocale Globale (OVG) (Dodelé L., 2007). Nous proposons une liste de dix-sept mots pour chacun des quatre niveaux de Rapport Signal à Bruit (RSB) : +6, +3, 0, -3 dB, qui seront les quatre points de référence pour l'évolution de la compréhension dans le bruit.

L'ensemble de ces tests est réalisé sur l'ensemble de la cohorte de 68 personnes composant les deux groupes de l'étude.

Enfin, chacun sera soumis aux mêmes tests, dans les mêmes conditions expérimentales (même

cabine, matériel, audiomètre, matériel vocal…) après l'intégralité des séances d'entraînement auditif pour le groupe test, et après une période de 10 semaines pour le groupe de référence.

b. Déroulement de l'entrainement auditif

Evaluation des groupes de confusion : le bilan

Pour produire des exercices d'entrainement personnalisés à chaque personne, le logiciel HearFit réalise au préalable un bilan de compréhension en testant 21 groupes des principales confusions phonétiques de la langue française. Chaque groupe de confusions est testé deux fois dans quatre environnements différents : voix d'homme et de femme dans le calme, voix d'homme et de femme dans le bruit (RSB +3 dB) à 65 dB SPL, correspondant généralement à une intensité où le malentendant presbyacousique appareillé présente une intelligibilité maximale (ce qui est le cas de notre population).

A chaque mot énoncé par le logiciel, le malentendant a le choix entre six propositions de réponse : le mot correct, trois mots confusants, « aucun de ces mots », et « je n'ai pas compris ».

L'algorithme du logiciel prévoit par ailleurs des mots non proposés dans la liste des solutions pour éviter les réponses déduites et au hasard.

En fonction des résultats du bilan, le logiciel génère des exercices d'entrainement de niveaux différents. Ces niveaux reflètent les capacités de compréhension en fonction des différents milieux sonores et pour des voix différentes.

En général, les malentendants présentant des confusions phonétiques dans le calme sont au niveau de difficulté « Débutant » et effectuent des exercices dans le calme, avant de pouvoir passer en niveau « Intermédiaire ».

Les malentendants présentant moins de confusions phonétiques dans le calme, mais surtout dans le bruit, sont en niveau « Intermédiaire » et effectuent des exercices à la fois dans le calme et dans le bruit, avant de pouvoir passer en niveau « Avancé ».

Durant cette étude, les 48 malentendants ont été répartis en deux groupes de difficulté : Débutant (n=29) et Intermédiaire (n=19).

A l'issu de ces séances d'entrainement, le logiciel HearFit procède à nouveau bilan dont le principe est identique au premier, afin de comparer l'évolution des confusions phonétiques, et de faire passer le malentendant à un niveau de difficulté supérieur.

Séances d'entrainement auditif

Selon le niveau de difficulté et l'avancement des séances, le logiciel choisit de faire travailler une voix d'homme et/ou de femme, dans le calme et/ou dans le bruit, à travers différents exercices adaptés au niveau de difficulté défini lors du bilan, pendant une séance de 20 minutes en moyenne.

Chaque exercice se divise en deux parties. Tout d'abord un entrainement, avec la possibilité de réécouter les mots et les énoncés pour bien appréhender les subtilités des phonèmes confusants, et contrôler le rythme de ses exercices ; ensuite une évaluation reprenant les mots et énoncés de la phase d'entrainement, mais sans possibilité de les réécouter. Comme toujours, le malentendant répond sur la tablette tactile. C'est le résultat de ces évaluations qui fera office de score pour la séance.

Le logiciel propose plusieurs types d'exercices :

« Entendre et Lire » correspond à une phrase d'entrainement, où le logiciel va faire écouter des mots avec deux voix différentes du même sexe, dans la même ambiance (calme ou bruit), en affichant le mot énoncé à l'écran. Les mots peuvent être identiques ou différents, mais toujours proches et faciles à confondre pour un malentendant. L'objectif est de se familiariser avec les mots, mais aussi avec des timbres de voix distincts. Le malentendant peut utiliser la fonction « Réécouter » autant de fois qu'il le souhaite. Ensuite, le logiciel passe à un autre groupe de deux mots.

« Identiques ou différents » est une phase d'évaluation reprenant le même principe que précédemment, en utilisant les mêmes groupes de mots et voix, mais sans affichage du mot énoncé ni possibilité de réécouter.

« Mots à trous » est un exercice possédant une phrase d'entraînement (répétition possible) et d'évaluation. Le principe consiste à faire écouter un mot, et de demander au malentendant de compléter le mot tronqué de son phonème confusant.

« Position du phonème » est un exercice possédant une phrase d'entraînement (répétition possible) et d'évaluation. Le logiciel énonce un mot et demande au malentendant de dire si un phonème donné est en début ou en fin de mot.

c. Comparaison et statistiques

Malgré des différences entre chaque patient, tant au niveau de la marque que de la gamme et l'âge des appareils, il est possible d'effectuer cette comparaison et cette étude puisque chaque malentendant travaille sur sa propre compréhension. Nous ne comparons pas des malentendants les uns aux autres, mais on compare l'amélioration de chacun par rapport à leur intelligibilité d'origine avant entrainement auditif. Cela permet d'effectuer des statistiques sur des échantillons appariés.

3 Résultats

1. Audiométrie vocale dans le calme

a. Seuil d'intelligibilité

Le seuil d'intelligibilité (SRT) correspond au niveau sonore où le sujet comprend 50% des items présentés (mots, phonèmes…).

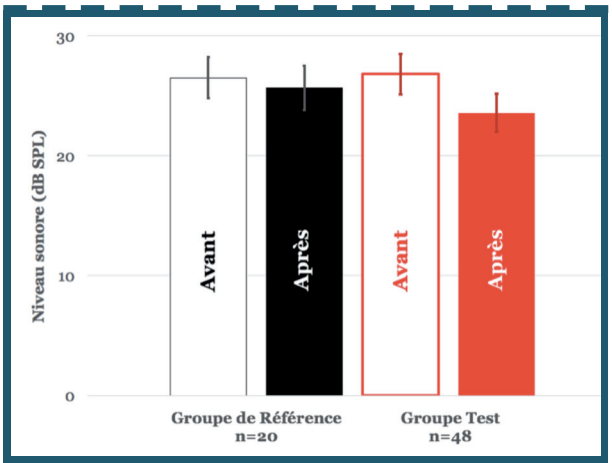


Figure 2 : Evolution du seuil d'intelligibilité. Comparaison de l'évolution du seuil d'intelligibilité (SRT) dans le calme du groupe de référence et du groupe test sur dix semaines (p<0,05).

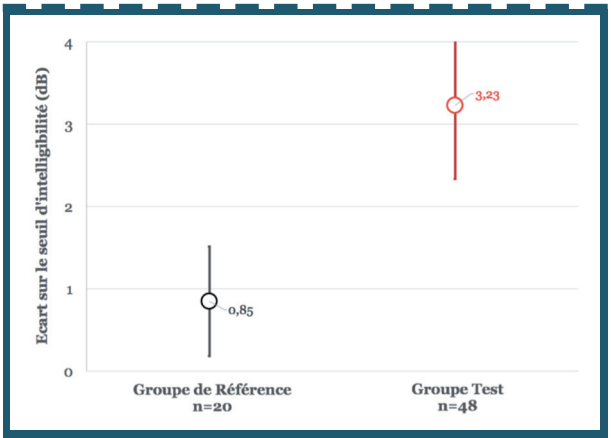


Figure 3 : Evolution de l'écart du seuil d'intelligibilité. Comparaison de l'écart sur le seuil d'intelligibilité (SRT) dans le calme du groupe de référence et du groupe test sur dix semaines (p<0,05).

Si la figure 2, comparant l'ensemble des individus de chaque groupe au début et à la fin de la période de l'étude, montre une diminution du niveau sonore nécessaire pour obtenir le seuil d'intelligibilité, mais de manière non significative, la figure 3 montre une amélioration statistiquement significative du SRT (intervalles de confiance disjoints pour p<0,05).

En effet, chaque malentendant est son propre contrôle sur l'amélioration de l'intelligibilité, puisque testé deux fois. En échantillons appariés, et en calculant alors l'écart du SRT pour chaque sujet puis moyenné pour chaque groupe, la figure 3 montre un abaissement du seuil d'intelligibilité (écart strictement positif) pour les deux groupes sur la période d'étude.

b. Maximum d'intelligibilité

Le maximum d'intelligibilité correspond au niveau sonore où le sujet comprend 100% des items présentés (mots, phonèmes…).

La figure 4 montre une diminution du niveau sonore minimal nécessaire pour obtenir le maximum d'intelligibilité sur la période de l'étude. Si cette diminution est signe d'une amélioration de la compréhension du groupe d'individus, les intervalles de confiance joints pour chacun des groupes démontrent des résultats non statistiquement significatifs.

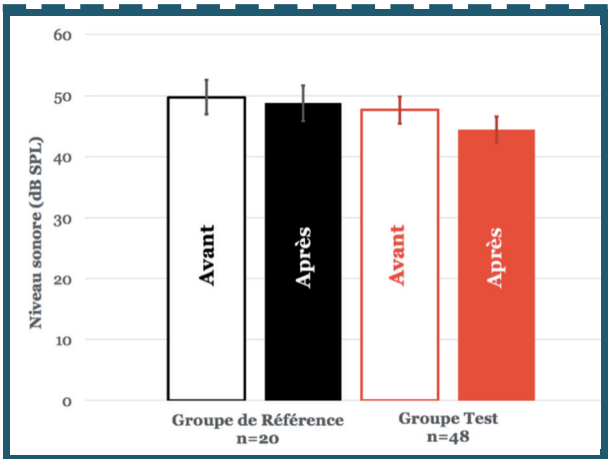


Figure 4 : Evolution du maximum d'intelligibilité. Comparaison de l'évolution du maximum d'intelligibilité (100%) dans le calme du groupe de référence et du groupe test sur une période de dix semaines (p<0,05).

Cependant, les résultats précédents comparent l'ensemble des individus de chaque groupe, en moyenne, alors que chaque malentendant est son propre contrôle sur l'amélioration de l'intelligibilité. Nous réalisons ainsi une évaluation de l'écart du maximum d'intelligibilité pour chaque sujet, puis moyenné pour chaque groupe.

Ainsi sur la figure 5, l'écart moyenné du maximum d'intelligibilité montre un abaissement du seuil minimal pour obtenir 100% de compréhension dans le calme. Les intervalles de confiance disjoints ainsi que l'écart strictement positif prouvent une amélioration du maximum d'intelligibilité statistiquement significatif (p<0,05) pour le groupe test ayant réalisé l'entrainement auditif.

2. Audiométrie vocale dans le bruit

a. Ensemble des sujets de l'étude

Que ce soit en utilisant les scores d'intelligibilité moyens représentés sur la figure 6 ou le principe précédent d'échantillons appariés sur le score d'intelligibilité de la figure 7, nous constatons que pour chaque niveau de RSB, le groupe de référence améliore son score

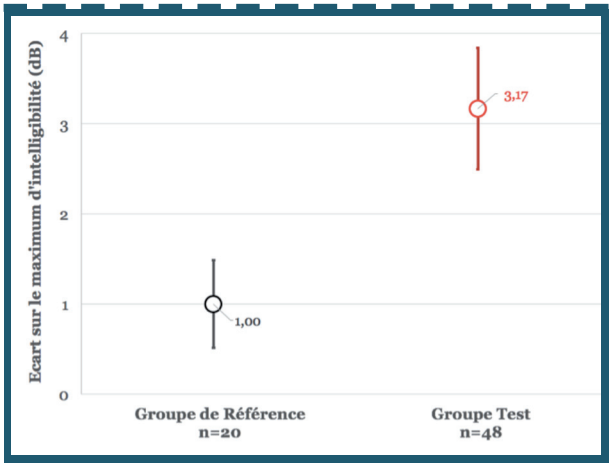


Figure 5 : Evolution de l'écart du maximum d'intelligibilité. Comparaison de l'écart sur le maximum d'intelligibilité (100%) dans le calme du groupe de référence et du groupe test sur une période de dix semaines (p<0,05).

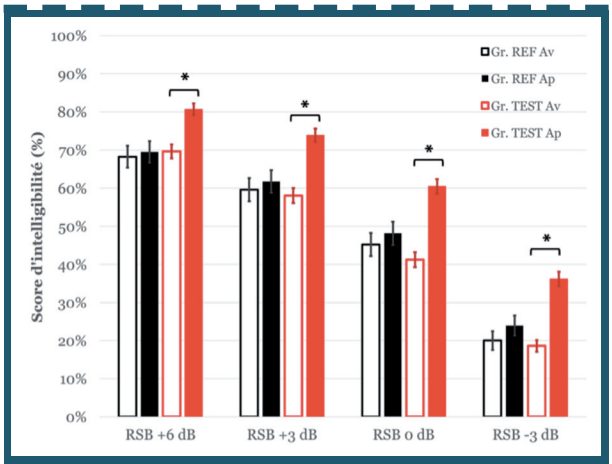


Figure 6 : Evolution du score d'intelligibilité dans le bruit. Comparaison de l'évolution du score d'intelligibilité dans le bruit pour quatre niveaux de Rapport Signal à Bruit différents (RSB) du groupe de référence et du groupe test avant et après entrainement auditif sur une période de dix semaines (p<0,05).

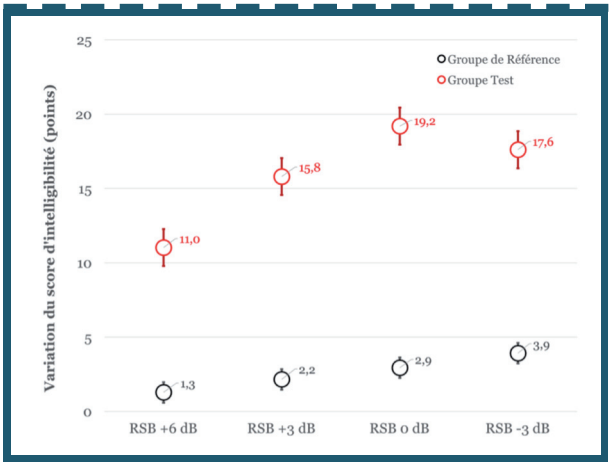


Figure 7 : Amélioration du score d'intelligibilité dans le bruit. Comparaison du score d'intelligibilité dans le bruit pour quatre niveaux de RSB différents, du groupe de référence et du groupe test avant et après entrainement auditif sur une période de dix semaines (p<0,05).

d'intelligibilité très sensiblement et de manière non significative. En revanche, le groupe test ayant effectué l'entrainement auditif améliore de manière très nette son score d'intelligibilité.

Nous constatons une amélioration significative d'autant plus importante que le RSB est défavorable. En effet, la figure 6 montre que le score d'intelligibilité dans le bruit pour un RSB de +3 dB et 0 dB avant entrainement auditif est autour de 50% ± 10%. C'est à ce niveau de compréhension que la marge de progression est la plus importante, à l'inverse du score à un RSB de +6 dB où nous atteignons un effet plafond.

b. Répartition en groupes de difficulté

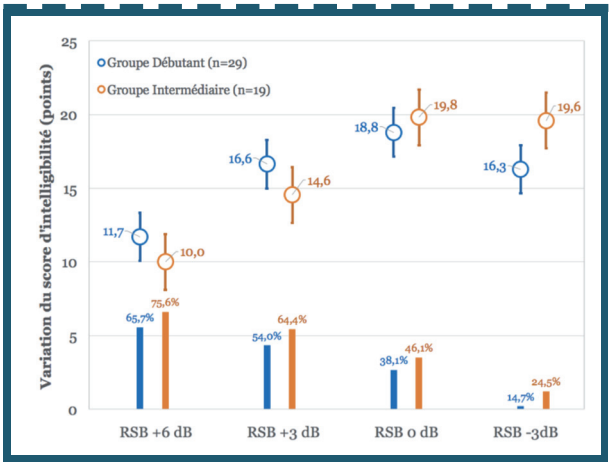


Figure 8 : Variation du score d'intelligibilité selon la difficulté de l'entrainement auditif. Comparaison de l'amélioration de la compréhension dans le bruit pour quatre niveaux de Rapport Signal à Bruit différents du groupe débutant et du groupe intermédiaire, après entrainement auditif sur une période de dix semaines. En histogramme est représenté le score d'intelligibilité dans le bruit de chaque groupe, avant entrainement.

Nous constatons que le groupe débutant améliore sa compréhension significativement pour les RSB favorables (+6 et +3 dB), l'intelligibilité de départ étant plus faible.

Par ailleurs, le groupe débutant n'effectue aucune séance d'entrainement auditif dans le bruit, et profite donc pleinement de l'entrainement phonétique pour améliorer ses performances globales. Le groupe intermédiaire quant à lui améliore significativement sa compréhension pour des RSB défavorables (0 et -3 dB), utilisant davantage les bénéfices des séances d'entrainement dans le bruit. Pour les RSB favorables (+6 et +3 dB), le score d'intelligibilité pré-entrainement est plus élevé que le groupe débutant, donc la marge de progression est plus faible.

4 Discussion

Les résultats présentés montrent une amélioration très nettement significative de la compréhension dans le bruit des malentendants appareillés ayant réalisé dix séances d'entrainement auditif, ainsi qu'une amélioration de la compréhension dans le calme, par analyse de deux points choisis : le maximum d'intelligibilité et le seuil d'intelligibilité.

Ces résultats conséquents sont en adéquation avec l'amélioration de compréhension liée à l'entrainement auditif retrouvée dans la littérature et ce malgré un protocole d'étude très différent. En effet, les études réalisées au début des années 2000 sont difficilement comparables les unes aux autres, réalisant des entrainements plus fréquents et plus longs, des items langagiers multiples et sur des populations de malentendants très variées (nouvellement appareillés, expérimentés, pas de groupe de contrôle…).

Il est ainsi logique de s'interroger sur l'exactitude de tels résultats, en étudiant les biais scientifiques et limites qui parsèment le protocole expérimental de ce mémoire de fin d'études, et d'expliquer des améliorations si notables. Il apparaît que le cumul de plusieurs situations favorables permettrait d'expliquer partiellement l'augmentation observée

Impact de la motivation

La motivation et la volonté de progresser sont au cœur de l'entrainement, dans tous les domaines d'une manière générale. En audiologie, des études démontrent que motivation et satisfaction de l'appareillage auditif sont étroitement liés (Hickson et al., 1999 ; Jerram & Purdy, 2001 ; Uriarte et al., 2005).

Les sujets ayant accepté d'effectuer l'entrainement auditif l'ont fait par envie de repousser les limites de leur appareillage et voient dans l'entrainement une possibilité de s'approprier davantage l'appareillage auditif et devenir acteur de leur réussite et rééducation.

Récurrence des mots utilisés

L'interface de gestion de HearFit ne permet pas à l'audioprothésiste de contrôler les items exacts présentés lors des exercices. Cependant, Une comparaison entre la base de données du logiciel et les listes de mots utilisées en cochléaire de Lafon révèle 7,4% de mots en commun.

Nous pouvons penser que les patients ayant eu un entrainement régulier sur certains items ont une reconnaissance plus instinctive voire une mémorisation de certains items. L'amélioration observée serait donc une meilleure reconnaissance lexicale et non pas phonétique. Un protocole différent en travaillant avec un maétriel vocal non signifiant, comme des logatomes de Dodelé, permettrait d'évaluer avec précision l'amélioration de la discrimination phonétique, sans suppléance mentale.

Accoutumance au type de bruit utilisé

Dans le cadre de cette étude, nous souhaitions travailler sur des éléments proches de la pratique courante d'un audioprothésiste, et comparables au fonctionnement du logiciel HearFit.

Les sujets de l'étude sont soumis tout au long des séances au même bruit OVG que lors des bilans pré et post-entrainement, induisant un phénomène d'accoutumance à ce bruit, et donc une performance peut être biaisée.

Cependant, les résultats par groupe de niveau montrent une amélioration de l'intelligibilité dans le bruit chez les malentendants appareillés du groupe de difficulté « Débutant », n'ayant pourtant fait aucun entrainement dans le bruit.

La performance mesurée ne dépend donc pas uniquement de l'accoutumance au bruit utilisé, mais ce dernier peut être considéré comme une situation favorable dans le cas du groupe « Intermédiaire ».

Afin de supprimer tout biais sur le type de bruit, il serait intéressant de réaliser un nouveau protocole en utilisant un autre bruit que celui du logiciel HearFit : une combinaison de bruits normalisées (OVG, bruit blanc ou rose, ISTS…), voire de tests spécifiques dans le bruit (HINT).

Diversité des tests et randomisation

L'utilisation de mots et bruit communs entre le bilan d'évaluation et les séances d'entrainement auditif crée une situation favorable à une amélioration aussi significative de l'intelligibilité.

Dans une optique de confirmer et préciser de tels progrès, il serait intéressant de former des groupes d'entrainement plus variés, permettant un rétrocontrôle de l'amélioration : création de sous-groupes effectuant de l'entraînement auditif sur des tests randomisés ou non, deux groupes s'entraînant sur des types de bruits différents...

Limites d'analyses

Le choix d'analyse du maximum d'intelligibilité et du seuil d'intelligibilité dans le calme exclue totalement l'analyse du comportement de la courbe d'intelligibilité entre ces deux points. En allant recueillir davantage de données, nous avons réalisé une courbe de tendance de l'intelligibilité dans le calme des 48 malentendants du groupe test.

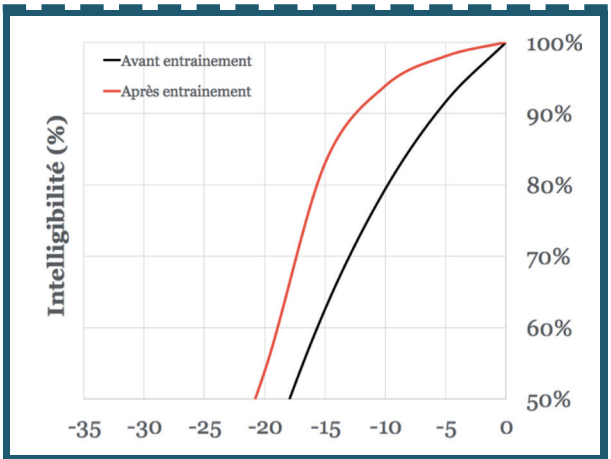


Figure 9 : Score d'intelligibilité binaural dans le calme avant et après entrainement.

Quelles perspectives ?

Toutes les études liées à l'entrainement auditif démontrent une amélioration de l'intelligibilité pour les malentendants appareillés souffrant de surdités légères à moyennes, même si les revues critiques de la littérature s'accordent sur le fait que le protocole expérimental ne fait pas consensus (Lesniak, 2012).

Il est particulièrement valorisant pour un malentendant de progresser et d'améliorer sa compréhension au quotidien. Mais à quel point se maintiennent ces performances cognitives dans le temps, et nécessitent-elles un entretien ? Dans ce cas précis, quelques rares articles mentionnent une conservation des performances liées à l'entrainement auditif jusqu'à 14 semaines après l'arrêt des exercices.

De futures études permettraient de vérifier l'impact à long terme de l'entrainement auditif du protocole HearFit sur la fréquence des séances pour conserver l'efficacité ; l'impact de l'augmentation de la fréquence des séances sur la rééducation prothétique ; l'intérêt éventuel pendant la période d'adaptation aux prothèses (hyper-stimulation) ; des mesures électrophysiologiques et conséquences corticales ; ou encore l'effet sur le maintien des capacités cognitives en général. A ce jour, nous continuons de suivre les sujets de l'étude pour évaluer un an après l'arrêt des exercices le maintien des performances de compréhension évaluées.

Nous réalisons également des tests sur des surdités unilatérales (oreille appareillée + oreille cophotique) et sur des normo-entendants pour étudier l'impact de l'entrainement auditif sur des cas de figure plus rares et spécifiques que la presbyacousie moyenne.

5 Conclusion

HearFit est né du constat que l'option prothétique est nécessaire mais non suffisante dans la rééducation auditive du malentendant. Si la réussite d'un appareillage auditif tient en partie à la technologie de l'appareil et aux compétences de l'audioprothésiste, la motivation et la rééducation du malentendant sont des facteurs décisifs.

Ce protocole d'entrainement auditif, basé sur la littérature et les évidences du quotidien, permet à l'audioprothésiste de proposer à sa patientèle un service scientifiquement prouvé pour aller au-delà des limites que l'appareillage et la stimulation naturelle seuls ne permettent pas de dépasser.

Outre une progression manifeste de la compréhension dans le calme et dans le bruit, parfois ressentie par le patient, nous observons au fur et à mesure des séances un état d'esprit positif et de persévérance des sujets, vis à vis du défi que leur pose les exercices.

La régularité des séances, les progrès effectués et le soutien de l'entourage dans la démarche contribuent à la dédramatisation de l'appareillage auditif et de ses limites préalables, ainsi que renforcer l'envie de sociabilité.

A titre d'amélioration du protocole HearFit, la réalisation de tests croisées, l'évolution vers d'autres types de bruits et exercices d'entrainement sont autant de pistes à suivre et à étudier pour balayer de manière plus générale le matériel vocal utilisé en pratique audioprothétique. Cela permettrait de prouver que l'entrainement auditif améliore dans sa globalité la compréhension et la discrimination phonétique du malentendant, et faire enfin consensus sur les bénéfices d'une telle pratique à un rythme réaliste.

A l'aube des déserts médicaux et de la télémédecine, nous pouvons imaginer les pratiques évoluer progressivement vers un entrainement à domicile, notamment pour les personnes isolées

ou dans l'incapacité de se déplacer, le tout sous contrôle d'un professionnel dédié.

Aides auditives et entrainement auditivo-cognitif sont donc quelques-uns des aspects d'un vaste ensemble de solutions dispensées par des professionnels de santé formant une équipe pluridisciplinaire.

6 Bibliographie

Bode DL., Oyer JJ. (1970). Auditory training and speech discrimination. Journal of Speech and Hearing Research, 13, 839-855.

Brouns K., Refaie A., Pryce H. (2011) Auditory Training and Adult Rehabilitation: A Critical Review of the Evidence. Global Journal of Health Science, Vol 3, 49-63.

Burk MH., Humes LE. (2008) Effects of Long-Term Training on Aided Speech-Recognition Performance in Noise in Older Adults. Journal of Speech, Language and Hearing Research, Vol 51, N°3, 759-771.

Dubno JR. (2013). Benefits of Auditory Training for Aided Listening by Older Adults. American Journal of Audiology, Vol 22, N°2, 335-338.

Gallego S, Colin D, Truy E (2015). Plasticité cérébrale et réhabilitation auditive de la presbyacousie. ORL Autrement, Vol 1, 19-22.

Henshaw H., Ferguson M. (2014) Assessing the benefits of auditory training to real-world listening: identifying appropriate and sensitive outcomes. 4th International Symposium on Auditory and Audiological Research.

Hickson L., Timm M., Worrall L. (1999). Hearing aid fitting: Outcomes for older adults. Australian Journal of Audiology, 21, 9–21.

Lesniak G. (2012). Critical Review : The Benefits of Auditory Training for Adults with Mild to Moderate Sensorineural Hearing Loss. M.Cl.Sc AUD Candidate.

Miller JD., Watson CS., Dubno JR., Leek MR. (2015). Evaluation of Speech-Perception Training for Hearing Aid Users: A Multisite Study in Progress. Seminar in Hearing, Vol 36, N°4, 273-283.

Olson AD. (2015). Options for Auditory Training for Adults with Hearing Loss. Seminar in Hearing. Vol 36, N°4, 284-295.

Ricketts TA (2001), Directional Hearing Aids, Trends in Amplification, Vol 5, Number 4.

Stecker GC., Bowman GA., Yund EW., Herron TJ., Roup CM., Woods DL. (2006). Perceptual training improves syllable identification in new and experienced hearing aid users. Journal of Rehabilitation Research and Development , Vol 43, N°4, 537-552.

Sweetow R., Palmer CV., (2005). Efficacy of Individual Auditory Training in Adultes : a systematic Review of the Evidence. Journal of the American Academy of Audiology, Vol 16, N°7, 494-504.

Uriarte M., Denzin L., Dunstan A., Sellars J., Hickson L. (2005). Measuring hearing aid outcomes using the Satisfaction with Amplification in Daily Life (SADL) Questionnaire: Australian data. Journal of American Academy Audiology, 16, 383–402.

Woods DL., Doss Z., Herron TJ., Arbogast T., Younus M., Ettlinger M., William Yund E. (2015). Speech Perception in Older Hearing Impaired Listeners: Benefits of Perceptual Training. PLoS One [Internet], Vol 10, N°3. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4346400/

RÉSEAU Audilab

UN RÉSEAU DE +
200 CENTRES

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

Ensemble, pour une belle écoute

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

www.audilab.fr

Evaluation d'un nouveau dispositif à Conduction Osseuse : L'ADHEAR de MED-EL

Mélanie SONTHONNAX, Morgan POTIER, Fabien SELDRAN, Vincent PÉAN, Paul BERGER, Stéphane GALLÉGO

Résumé

Nouveau système externe à conduction osseuse (CO), l'ADHEAR est une option de réhabilitation récente pour les surdités de transmission et les cophoses unilatérales.

Le maintien de l'audioprocesseur derrière l'oreille étant assuré par un composant adhésif, aucune pression n'est exercée sur la mastoïde. Ceci va à l'encontre du principe de la CO, selon lequel la force statique exercée doit être suffisamment importante pour transmettre de façon efficace les vibrations sonores à la cochlée.

Nous nous sommes demandés si cette absence de pression mastoïdienne ne pouvait pas compromettre l'efficacité du système ADHEAR. Nous avons donc évalué les performances de ce dispositif chez 12 patients porteurs de cophoses unilatérales, pour des tâches de compréhension dans le bruit, par comparaison avec la condition non-appareillée et avec leur appareillage CROS habituel.

Les performances d'intelligibilité dans le bruit sont améliorées lorsque le côté cophotique reçoit un signal de parole, mais ne sont pas dégradées lorsque du bruit est diffusé sur ce même côté, contrairement aux systèmes CROS existants.

Les premiers résultats sont encourageants : l'ADHEAR est une bonne alternative pour l'audioprothésiste aux options d'appareillage CROS, puisqu'il offre en règle générale les mêmes bénéfices, mais présente moins d'inconvénients.

Introduction

Nouveau système externe à conduction osseuse, l'ADHEAR est une option de réhabilitation récente pour les surdités de transmission et les (sub)cophoses unilatérales.

Le maintien de l'audioprocesseur derrière l'oreille étant assuré par un composant adhésif, aucune pression n'est exercée sur la mastoïde, contrairement aux autres dispositifs non-implantables de conduction osseuse (CO). Ceci va à l'encontre du principe de la CO, selon lequel la force statique exercée doit être suffisamment importante pour transmettre de façon efficace les vibrations sonores à la cochlée. Nous nous sommes donc demandés si cette absence de pression mastoïdienne ne pouvait pas compromettre l'efficacité du système ADHEAR, et s'il était capable de fournir des résultats équivalents voire meilleurs que d'autres solutions prothétiques. Pour répondre à cette problématique, nous nous sommes intéressés aux performances de l'ADHEAR dans la réhabilitation de la (sub)cophose unilatérale avec oreille controlatérale normale.

L'objectif de notre étude était donc d'évaluer le dispositif adhésif, chez des patients porteurs de ce déficit, par comparaison avec la condition non-appareillée et avec leur appareillage CROS habituel.

1. Réhabilitation de la cophose unilatérale

Le principe actuel de réhabilitation auditive des cophoses unilatérales ou SSD (Single-Sided Deafness), est de capter le signal sonore du côté de l'oreille atteinte et de le transférer à la cochlée controlatérale saine par voie aérienne ou par voie osseuse. Il s'agit du système CROS (Contralateral Rounting Of Signal) aérien ou osseux.

Le CROS aérien

Cette réhabilitation par voie aérienne a été décrite dans les années 1960 : une aide auditive équipée d'un microphone, placée sur l'oreille cophotique, envoie le signal à une aide auditive réceptrice contenant un amplificateur, placée sur l'oreille normale (Harford et Dodds, 1966).

La connexion filaire initiale, peu pratique et peu esthétique, a été remplacée par une liaison sans fil par ondes électromagnétiques, appelée CROS aérien ou CROS WIFI.

Cette solution non chirurgicale, disponible sous forme de contours d'oreille (BTE et RIC) ou plus rarement d'intra-auriculaires, aurait l'avantage d'atténuer l'effet ombre de la tête et d'améliorer l'intelligibilité dans certaines conditions. Il faut cependant que le conduit auditif externe (CAE) de l'oreille saine, partiellement obstrué, soit le plus aéré possible pour ne pas dégrader la perception auditive côté sain. Ainsi, certains patients, ayant développé des mécanismes de compensation, ne ressentent pas le bénéfice de cet appareillage, notamment dans le cas de surdités unilatérales congénitales ou anciennes.

Le CROS osseux

Cette méthode d'appareillage utilise le principe du transfert transcrânien : L'énergie sonore (normalement transmise à la cochlée ipsilatérale), est également transmise par vibration des os du crâne à l'oreille interne controlatérale avec une atténuation dont la valeur est fonction de la fréquence du son, du transducteur et du type de conduction (en moyenne 50 à 60 dB en conduction aérienne (CA) et 0 à 5 dB en CO).

Inspirée des travaux de Fowler qui adapte le premier système de

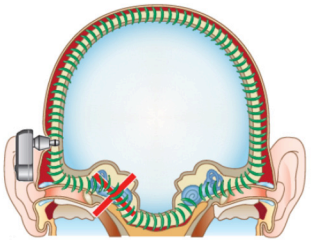


Figure 1 : Principe de fonctionnement de la BAHA CROS (d'après Truy et al. 2012).

CROS osseux sur une branche de lunettes (Fowler, 1960), l'équipe du Professeur Vaneecloo (2001), a décidé d'implanter un dispositif à ancrage osseux du côté cophotique, la BAHA (Bone Anchored Hearing Aid). La stimulation directe de l'os par cet implant permettait de transmettre les données sonores de la même manière qu'un dispositif CO traditionnel mais avec plus d'efficacité. En outre, l'avantage du CROS osseux sur le CROS aérien était l'absence d'obstruction de l'oreille unique par un embout.

Ce type d'appareillage a été qualifié de « mono-pseudo-stéréophonique » (Vaneecloo et al., 2001), « pseudo » car bien que la captation soit bilatérale, la stimulation reste unilatérale. En d'autres termes, si la captation des sons du côté sourd permet de restaurer une fonction auditive satisfaisante, le CROS (osseux ou aérien) ne restaure pas la stéréophonie, qui nécessite deux oreilles fonctionnelles pour permettre un traitement central de l'information.

En résumé, actuellement, les deux options de réhabilitation des cophoses unilatérales les plus couramment appliquées sont le CROS aérien sans fil et le CROS osseux percutané. Tous deux intègrent un traitement numérique du signal (anti-larsen, modes microphoniques, débruiteurs, compression et gain multicanaux…). Si les deux modalités améliorent la qualité d'audition, elles ne restaurent pas l'audition binaurale.

2. Nouveau dispositif non-implanté à conduction osseuse : ADHEAR

Le système ADHEAR de Med-El est un dispositif non-implanté à CO maintenu sur la mastoïde par un composant adhésif. Il s'agit d'une nouvelle option de traitement pour les surdités de transmission (ST) et (sub)cophoses unilatérales avec oreille controlatérale normale.

L'audioprocesseur de CO est clipsé via un connecteur à un adaptateur adhésif collé derrière l'oreille, mais peut aussi être adapté sur un bandeau souple.

L'adaptateur adhésif, biocompatible et résistant à l'eau, se colle sur une peau saine et se remplace tous les 3 à 7 jours. Le patient a accès au contrôle de volume et à quatre programmes prédéfinis. Pour l'audioprothésiste, un logiciel de réglage est disponible.

Figure 2 : Dispositif ADHEAR : audioprocesseur de CO et adaptateur adhésif.

Le principe de transmission est le même que les dispositifs CO existants non-implantés, et l'efficacité et les avantages semblent comparables. De plus, la présence de l'adhésif permet de s'affranchir de la pression mastoïdienne exigée par d'autres systèmes pour la transmission des vibrations à travers la peau. Cela permettrait de limiter les effets secondaires cutanés liés à cette pression (aucune réaction des tissus mous ou autre événement indésirable d'après McDermott et al., 2017).

Aucune donnée clinique sur le système n'a été publiée dans la littérature. Toutefois, trois études cliniques ont été exposées lors de conférences, portant sur l'évaluation des performances et de la sécurité du système ADHEAR (McDermott et al., 2017 ; Mertens et al., 2017 ; Skarzynski et al., 2017). Ces études ont montré que, quels que soient l'âge et le type de surdité (ST, SSD), le système ADHEAR était sûr et efficace, avec des résultats comparables à d'autres dispositifs de CO.

L'étude de Mertens et al. sur l'efficacité clinique du système ADHEAR chez les sujets atteints de cophose unilatérale a montré une meilleure intelligibilité avec ADHEAR dans le cas où la parole est du côté atteint et le bruit côté oreille normale.

En cas de surdité sur l'oreille unique, facteur aggravant de la cophose unilatérale, un appareillage de type BiCROS est préconisé.

Si la voie aérienne est possible pour ce type de réhabilitation (BiCROS aérien), la voie osseuse n'est pas réalisable, puisque le son capté naturellement par l'oreille unique ne peut pas être amplifié. Ainsi, l'évaluation de l'audiométrie tonale de l'oreille unique est très importante, la fonction de la cochlée controlatérale devant être normale ou peu altérée.

3. Etat de la littérature

Deux revues de littérature récentes ont étudié les performances des CROS aérien et osseux par rapport à la condition oreille nues (Peters et al., 2015, Kitterick et al. 2016). Les treize études reprises par Kitterick et al. (2016), montrent :

- Un effet bénéfique du CROS (aérien et osseux) quand le RSB est favorable côté oreille cophotique (signal côté SSD et bruit côté oreille normale).
- Un effet délétère du CROS (aérien et osseux), quand le RSB est favorable côté oreille normale (signal côté oreille normale et bruit côté SSD).
- Une perception de la parole dans le bruit significativement meilleure avec CROS osseux pour deux études sur treize, uniquement en cas de RSB identique sur les deux oreilles.

Selon Peters et al. (2015), le système osseux sur bandeau offrirait de moins bons résultats de compréhension dans le bruit par rapport à la forme percutanée du dispositif.

D'après la littérature, nous constatons que l'apport d'une stimulation CROS n'est pas bénéfique dans toutes les situations. S'il est une aide dans certaines conditions, dans d'autres conditions il rajoute une difficulté supplémentaire au patient. Dans cette étude, nous proposons d'évaluer le système ADHEAR sur une série de 12 patients atteints de SSD déjà appareillés en CROS. Nous souhaitons voir si l'ADHEAR améliore les performances de compréhension dans le bruit par rapport à la condition oreille nue et déterminer s'il peut fournir des résultats équivalents voire meilleurs que le CROS habituel du patient.

Matériel et méthode

1. Objectif de l'étude

L'objectif de notre étude est de comparer à deux étapes (J0 et J15) les résultats du dispositif ADHEAR avec ceux obtenus avec l'appareillage habituel du patient. Le dispositif a été prêté au patient pendant une durée minimale de 15 jours.

2. Population étudiée

12 sujets malentendants ont participé à notre étude, 8 femmes et 4 hommes, âgés de 18 à 61 ans, avec une moyenne de 44,6 ans. Tous sont atteints d'une (sub)cophose unilatérale ancienne, 6 de l'oreille droite (D) et 6 de l'oreille gauche (G), l'oreille controlatérale

étant normale ou subnormale. Le seuil auditif moyen au casque des oreilles controlatérales est représenté sur la figure 4.
Tous étaient déjà appareillés avant l'étude : 11 par système CROS aérien (de type RITE Audéo de Phonak), un avec CROS osseux de type dispositif transcutané actif à CO (Bonebridge de Med-El). Par la suite, pour plus de clarté, nous appellerons CROS l'appareillage habituel du patient, qu'il soit aérien ou osseux.

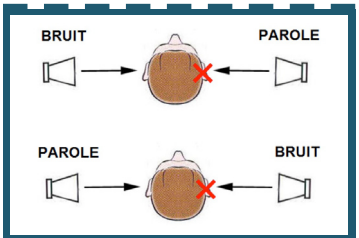


Figure 3 : Test dichotique et test dichotique inversé : positionnement des HP.
Le patient est situé au milieu de 2 HP situés à un mètre de lui.
Test dichotique : La parole est envoyée côté SSD, le bruit cocktail party côté oreille unique.
Test dichotique inversé : La parole est envoyée côté oreille unique, le bruit cocktail party côté SSD.

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 (soit 20 syllabes par liste). Afin d'avoir une meilleure précision, nous décidons d'utiliser comme unité de comptage la syllabe correctement répétée, plutôt que le mot usuellement utilisé pour ce test. Ainsi, chaque syllabe juste correspond à 5% d'intelligibilité dans le bruit. Le bruit choisi est de type cocktail party, plus représentatif des situations réelles que le bruit blanc.

4. Déroulement et description des tests

Lors de la première séance, à J0, une audiométrie tonale liminaire est effectuée après otoscopie : en CA, afin de confirmer la (sub) cophose unilatérale (avec masquage de l'oreille controlatérale) et exclure une surdité de l'oreille unique ; puis en CO, pour écarter tout facteur transmissionnel.
Ce premier rendez-vous nous permet également d'adapter le dispositif et donner les explications et consignes pour la manipulation, l'utilisation des programmes et l'entretien de l'appareil.
Par la suite, 2 tests sont réalisés lors des 2 séances (J0 et J15) chez 11 patients, la 12ème n'ayant bénéficié que de la première séance. Après adaptation, le dispositif est prêté pour un essai d'une durée minimale de 15 jours.
Pour tous les tests effectués avec ADHEAR, nous choisissons de sélectionner le programme 2 (Omnidirectionnel avec réducteurs de bruits et anti-larsen) et le réglage de volume optimal (impression subjective du patient contrôlée par seuil tonal champ libre). Concernant les tests effectués avec les anciens appareils, nous ne modifions pas le réglage habituel.
Une audiométrie tonale en champ libre avec système ADHEAR est réalisée pour mesurer le seuil tonal côté oreille (sub)cophotique avec boule Quiès dans l'oreille saine. Le but de cette audiométrie étant de visualiser l'allure générale du « gain du CROS » en fonction des fréquences, et de régler le dispositif au même niveau de volume optimal à J15, nous avons jugé l'utilisation de la boule Quiès adéquate.
Le sujet est ensuite soumis à des tests d'intelligibilité dans le bruit avec un RSB variable, dans 3 conditions : oreilles nues, avec CROS habituel (aérien ou osseux) et avec ADHEAR ; respectivement appelées CO, C1 et C2.
Deux haut-parleurs sont positionnés latéralement, à un mètre des oreilles du patient. L'un émet une liste de mots dissyllabiques de Fournier (en comptage syllabique) à une intensité fixe de 55 dB SPL ; l'autre un bruit de type cocktail party, incrémenté de 5 dB à chaque nouvelle liste.

Les 3 conditions (CO, C1 et C2) sont testées dans 2 situations différentes :

- Test dichotique (5 listes, parole à 55 dB SPL côté cophotique, variation du niveau de bruit côté sain de 45 à 65 dB SPL pour un RSB de +10 à -10 dB-RSB).
- Test dichotique inversé (5 listes, parole à 55 dB SPL côté sain, variation du niveau de bruit côté cophotique de 50 à 70 dB SPL pour un RSB de +5 à -15 dB-RSB).

5. Tests statistiques

Pour chaque test (dichotique et dichotique inversé) nous souhaitons étudier si les performances des patients cophotiques, peuvent être expliquées par un effet de l'intensité, par un effet du temps (habituation) ou par un effet de la condition testée (CO, C1 ou C2). Pour cela, nous avons utilisé une régression logistique, qui permet de déterminer avec précision le SRT-50% (Speech Recognition Threshold) pour chaque situation (nous l'appellerons par la suite SRT). Dans notre étude, le SRT est déterminé par le RSB pour lequel les performances du patient sont dégradées jusqu'à 50% d'intelligibilité. Les SRT sont ensuite comparés à l'aide du test de Khi 2 de Wald qui permet de mettre en évidence les effets de l'intensité, du temps, et des conditions testées (C1 et C2 par rapport à CO).

Résultats

1. Seuil tonal avec ADHEAR

La figure 4 représente le seuil tonal moyen au casque des oreilles controlatérales saines (ON = oreille nue), ainsi que le seuil tonal moyen en champ libre avec ADHEAR. Ce seuil avec ADHEAR a été réalisé avec une boule Quiès dans l'oreille saine pour donner un aperçu de la courbe tonale moyenne du CROS osseux.

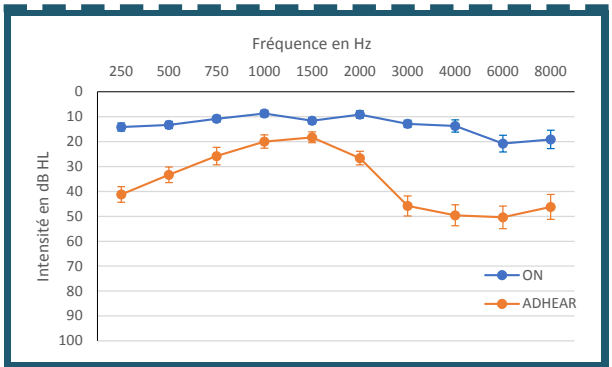


Figure 4 : Seuil tonal moyen au casque des oreilles controlatérales (ON) et seuil tonal moyen en champ libre avec ADHEAR. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard.

2. Tests dans le bruit

a. Test dichotique

Effets de l'intensité et du temps

Quel que soit le système utilisé, l'augmentation de l'intensité du bruit dégrade significativement les performances de chaque patient lors du test dichotique.

En ce qui concerne l'effet du temps, nous observons une détérioration significative des résultats pour 2 patients (p<0,05). Pour les autres patients, les performances lors des tests dans le bruit sont sensiblement identiques à J0 et à J15 (p>0,05).

Effet de la condition testée

Les figures 5 et 6 montrent les performances dans le bruit de la condition appareillée (avec CROS et avec ADHEAR) par rapport à la condition oreille nue : elles décrivent les différences entre les valeurs des SRT déterminés grâce à la régression logistique.

Dans notre étude, le SRT est déterminé par le RSB pour lequel les performances du patient sont dégradées jusqu'à 50% d'intelligibilité. Une diminution de cette valeur correspond donc à une amélioration des performances.

Pour les analyses, nous avons étudié la différence entre le SRT obtenu oreille appareillée (CROS : SRT-C1 ou ADHEAR : SRT-C2) et le SRT obtenu oreille nue (ON : SRT-C0). Lorsque cette différence, que nous appellerons delta (représentée par des barres verticales sur les figures 5 et 6) est < 0, la situation appareillée est meilleure qu'oreille nue, et réciproquement.

Par exemple, si SRT oreille appareillée (SRT-C1/2) = 0 dB-RSB, et SRT oreille nue (SRT-C0) = 5 dB-RSB,
=> delta = SRT-C1/2 – SRT-C0 = - 5 dB.
=> Le delta est < 0, la condition appareillée est donc meilleure que la condition oreille nue.

La figure 5 montre les résultats des tests dichotiques chez les 12 patients. Le graphe A représente les delta CROS/ON et ADHEAR/ON pour chaque patient. Le graphe B représente les delta ADHEAR/ON versus les delta CROS/ON.

Quel que soit le système utilisé, les performances sont améliorées (delta<0) chez le patient appareillé (C1, C2) par rapport à la condition oreilles nues (C0), à l'exception d'un sujet, pour lequel le CROS les dégrade.
Les deltas moyens entre les SRT (figure 5-A côté droit) montrent que les systèmes ADHEAR et CROS sont meilleurs que C0, avec un léger avantage pour l'ADHEAR.
Le CROS dégrade significativement les performances (delta>0) chez 1 patient (p<0,05). Il les améliore significativement chez 9 patients (6 avec p<0,001 et 3 avec p<0,01). Pour 2 patients, l'amélioration des résultats est non-significative (p>0,05).
Les scores avec ADHEAR sont significativement meilleurs que C0, chez 9 patients (7 avec p<0,001 et 2 avec p<0,01). Pour 3 patients, l'amélioration est non-significative (p>0,05).

b. Test dichotique inversé

Effets de l'intensité et du temps

Quel que soit le système utilisé, l'augmentation de l'intensité du bruit dégrade significativement les performances de chaque patient lors du test dichotique inversé.

En ce qui concerne l'effet du temps, nous observons une amélioration significative des résultats pour 2 patients (p<0,05) et une dégradation significative de ceux-ci pour 2 autres patients (p<0,05). Pour les autres, les performances lors des tests dans le bruit sont sensiblement identiques à J0 et à J15 (p>0,05).

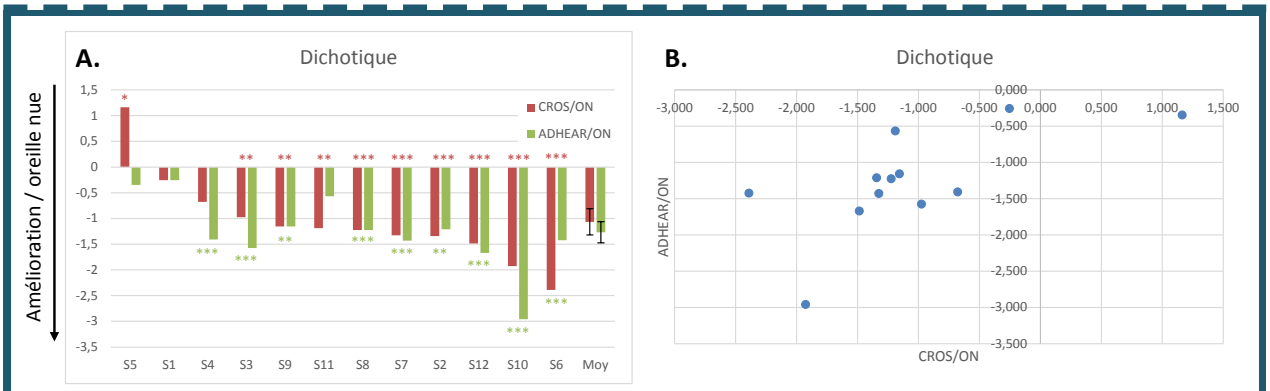


Figure 5 : Résultats des tests dichotiques chez les 12 patients. Le graphe A représente les différences entre les valeurs respectives des SRT du CROS et de l'ADHEAR par rapport à ON. Le graphe B représente la différence entre les SRT ADHEAR/ON vs la différence entre les SRT CROS/ON.

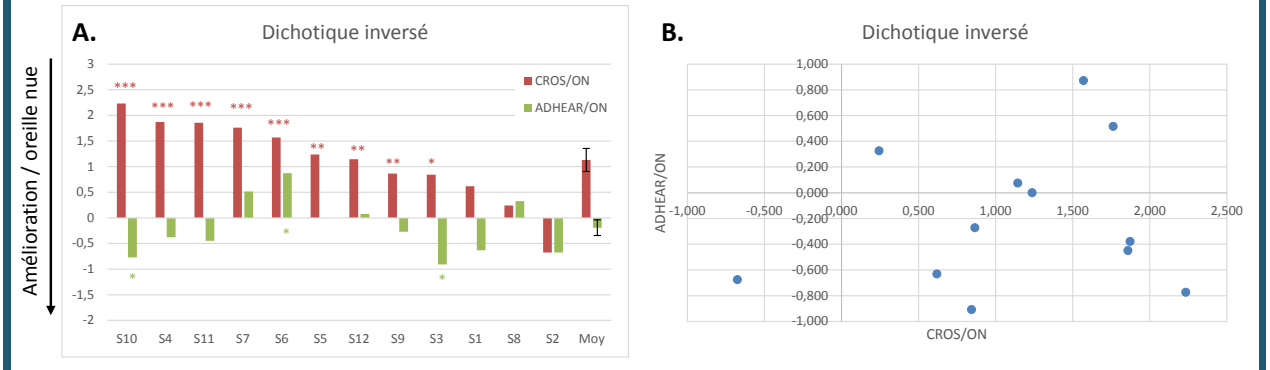


Figure 6 : Résultats des tests dichotiques inversés chez les 12 patients. Le graphe A représente les différences entre les valeurs respectives des SRT du CROS et de l'ADHEAR par rapport à ON. Le graphe B représente la différence entre les SRT ADHEAR/ON vs la différence entre les SRT CROS/ON.

Effet de la condition testée

La figure 6 montre les résultats des tests dichotiques inversés chez les 12 patients. Le graphe A représente les delta CROS/ON et ADHEAR/ON pour chaque patient. Le graphe B représente les delta ADHEAR/ON versus les delta CROS/ON.

Les scores sont améliorés par le système CROS par rapport à C0 chez 1 patient ($p>0,05$). Ils sont dégradés significativement pour 9 patients (5 avec $p<0,001$; 3 avec $p<0,01$; et 1 avec $p<0,05$) et non-significativement pour 2 patients ($p>0,05$).

L'ADHEAR améliore les performances pour 7 patients, dont 2 de manière significative ($p<0,05$). Pour 4 patients, les résultats sont moins bons, dont 1 pour lequel la dégradation est significative ($p<0,05$). Enfin, pour un patient, le SRT est inchangé entre ADHEAR et ON. Ainsi, en moyenne, dans cette situation, le CROS dégrade les performances, tandis que l'ADHEAR les améliore.

c. Récapitulatif avec schéma

La figure 7 représente le delta d'intelligibilité moyen entre les 3 conditions en fonction de l'intensité du bruit. En test dichotique, le CROS et l'ADHEAR ont des performances sensiblement identiques et meilleures que la condition oreilles nues (graphe A). En test dichotique inversé, les performances par rapport à la condition oreilles nues sont dégradées par le CROS mais inchangées par l'ADHEAR (graphe B).

Discussion

Nos résultats ont montré que les performances dans le bruit variaient en fonction de la configuration :

Dans la configuration du test dichotique, les systèmes CROS aériens, et osseux améliorent la valeur du SRT chez la plupart des patients par rapport à la condition oreilles nues (à l'exception d'un sujet, pour lequel le CROS dégrade les performances).

Ainsi, les systèmes ADHEAR et CROS aérien améliorent les performances de la condition oreille nues dans la configuration du test dichotique, avec un léger avantage pour l'ADHEAR. Les équipes de Kitterick (2016) et Peters (2015) attribuent cette amélioration à l'atténuation de l'effet d'ombre de la tête dans cette situation.

Cet effet bénéfique du CROS (aérien et osseux) a déjà été montré dans la littérature : les 13 études de la littérature reprises par Kitterick et al. (2016), l'observent quand le RSB est favorable côté oreille cophotique (signal côté oreille cophotique et bruit côté oreille normale).

Dans la configuration du test dichotique inversé, en moyenne, le CROS dégrade les performances dans le bruit, tandis que l'ADHEAR les améliore sensiblement. Les données individuelles, pour l'étude du SRT, nous montrent que le CROS dégrade le plus souvent l'intelligibilité dans le bruit. En revanche, l'effet de l'ADHEAR est patient-dépendant mais ne semble pas délétère.

L'effet délétère du CROS aérien observé dans notre étude, quand le RSB côté oreille cophotique est inférieur au RSB côté oreille normale, a été observé dans les études de la littérature de la revue systématique de Kitterick et al. (2016). Toutefois, un effet délétère du CROS osseux dans cette condition a également été montré dans cette revue pour 9 des 12 études ayant testé la configuration dichotique inversée. Cet effet n'a pas été retrouvé dans notre étude, les performances avec ADHEAR étant supérieures ou égales aux performances oreilles nues.

Sur les 13 études ayant testé les performances du CROS osseux, seules 2 études montrent une perception de la parole dans le bruit significativement meilleure avec CROS osseux, uniquement en cas de RSB identique sur les 2 oreilles.

Deux études rapportées par Peters et al. (2015) comparent CROS aérien et osseux monté sur bandeau et ont les résultats suivants :

Pour Arndt et al. (2011), dont l'étude était initialement conçue pour comparer les 2 types de CROS à l'implant cochléaire, les performances du CROS aérien sont significativement supérieures à celles du CROS osseux et de l'oreille nue dans la configuration du test dichotique ; mais dans les autres configurations, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les différentes conditions.

Hol et al. (2010), rapportent un meilleur score pour le CROS aérien quand la parole est présentée côté oreille cophotique et pour la condition ON quand la parole est côté oreille unique, le bruit provenant de face. Le CROS osseux sur bandeau est moins bon que le CROS aérien dans les 2 configurations.

Dans une étude antérieure, Hol et al. (2005) ont évalué la forme percutanée du CROS osseux : le CROS osseux est toujours meilleur que l'aérien et dégrade les performances oreilles nues, uniquement dans le cas où le bruit est côté cophose avec un signal de parole vers l'avant.

D'après Peters et al. (2015), les deux études avec système osseux sur bandeau ont eu de moins bons résultats de compréhension

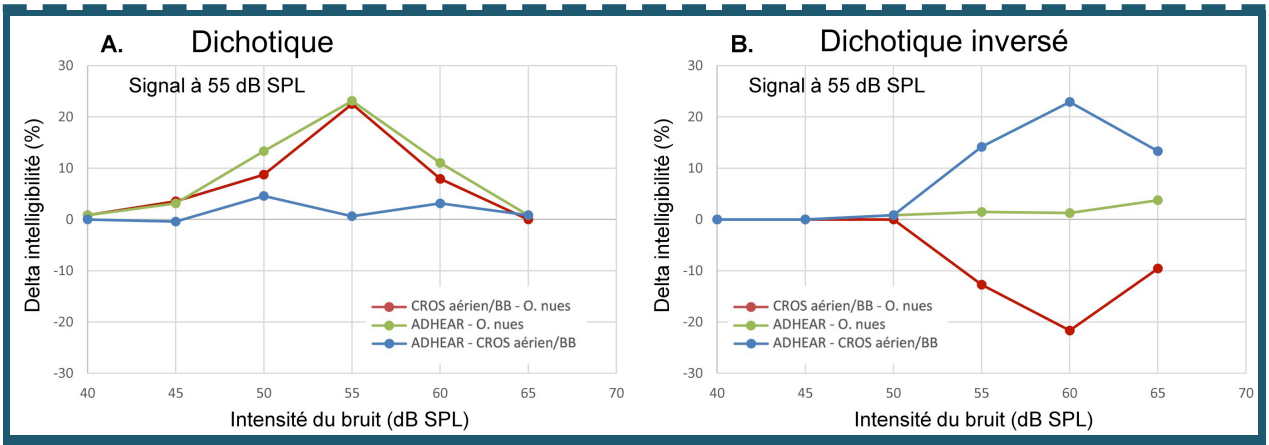


Figure 7 : Delta d'intelligibilité moyen entre les 3 conditions en fonction de l'intensité du bruit. A : test dichotique - B : test dichotique inversé.

dans le bruit que celles évaluant la forme percutanée du dispositif. Ils expliquent ces résultats par une différence dans les seuils de conduction osseuse entre les systèmes percutané et transcutané pouvant aller jusqu'à 15 dB dans les fréquences aigües (Verstraeten et al., 2009).

Ainsi, par rapport aux résultats des systèmes externes existants rapportés par la littérature, les performances dans le bruit avec ADHEAR sont plutôt satisfaisantes.

Deux hypothèses peuvent être proposées pour expliquer cela :

- Première hypothèse explicative : le système ADHEAR serait doté de traitements anti-bruits plus efficaces.
- Deuxième hypothèse envisagée : en observant la courbe du seuil tonal moyen avec ADHEAR, nous remarquons que la réponse moyenne est :
  - maximale dans les médiums,
  - atténuée dans les graves (jusqu'à -20 dB) et dans les aigus (-25 à -30 dB).

Dans un de ses brevets, Westerkull (2004) recommande d'atténuer les fréquences inférieures à 1000 Hz en cas de BAHA implantée sur un patient porteur d'une cophose unilatérale.

L'effet de la bande-passante sur les performances du CROS osseux a été peu évalué dans la littérature. Pfiffner et al. (2011) ont étudié l'effet de l'atténuation des basses fréquences (BF) chez des patients SSD implantés en BAHA, pour 3 conditions de test correspondant à 3 fréquences de coupure (270, 630 et 1500 Hz).

Ils ont évalué les performances d'intelligibilité dans le bruit (de type cocktail party) dans 2 configurations : parole côté cophotique / bruit de face et bruit côté cophotique / parole de face.

Lorsque la parole vient du côté cophotique appareillé (S90N0), les 3 conditions de fréquence de coupure donnent des résultats significativement meilleurs qu'oreille nue, mais il n'y a aucune différence de score entre les 3 fréquences de coupure. Lorsque le bruit vient du côté cophotique (S0N90), les 3 conditions dégradent significativement la compréhension par rapport à oreille nue. En revanche, une atténuation des BF inférieures à 1500 Hz dégrade moins les performances oreilles nues que les autres conditions (270 et 630 Hz) et fournit des performances significativement meilleures qu'une atténuation des BF inférieures à 270 Hz.

Cela pourrait corroborer les bonnes performances dans le bruit avec ADHEAR retrouvées dans notre étude, dans la configuration du test dichotique inversé.

Les meilleures performances dans le bruit avec ADHEAR pourraient donc être expliquées, soit par un effet « filtre passe-haut » comme suggéré par Westerkull (2004) et mis en évidence par Pfiffner et al. (2011), soit par un effet « filtre passe-bande » comme le suppose la forme de la courbe du seuil tonal moyen avec ADHEAR.

Conclusion

Dans cette étude, nous avons voulu évaluer les performances du système ADHEAR par rapport à un CROS aérien dans le cas de cophoses unilatérales, pour des tâches de compréhension dans le bruit. En ce qui concerne les performances d'intelligibilité dans le bruit, nous avons mis en évidence que l'ADHEAR offrait le même bénéfice que le CROS aérien, sans en avoir les inconvénients. En effet, ces performances sont améliorées lorsque le côté cophotique reçoit un signal de parole, mais ne sont pas dégradées lorsque du bruit est diffusé sur ce même côté, contrairement aux systèmes CROS existants.

Au niveau individuel, la plupart des patients tirent un bénéfice de l'ADHEAR par rapport à leur CROS habituel.

Si les résultats avec ADHEAR s'expliquent par l'atténuation des basses fréquences ou par l'atténuation combinée des basses et hautes fréquences, il serait intéressant d'évaluer l'apport de ces atténuations sur les performances du CROS aérien.

Les premiers résultats sont encourageants : l'ADHEAR est une bonne alternative pour l'audioprothésiste aux options d'appareillage CROS existantes (CROS aérien et autres systèmes osseux), puisqu'il offre en règle générale les mêmes bénéfices, mais présente moins d'inconvénients.

Bibliographie

1. Arndt S., Aschendorff A., Laszig R., Beck R., Schild C., Kroeger, S., Ihorst G, Wesarg T. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. Otol Neurotol. 2011, Vol.32, N°1, P.39-47.
2. Fowler E.P. Bilateral hearing aids for monaural total deafness. A suggestion for better hearing. Arch Otolaryngol. 1960, Vol 72, N°1, P.41-42.
3. Harford E, Dodds E. The clinical application of CROS. A hearing aid for unilateral deafness. Arch Otolaryngol. 1966, Vol.83, N°5, P.455-64.
4. Hol M.K.S., Bosman A.J., Snik A.F.M., Mylanus E.A.M., Cremers C.W.R.J. Bone-anchored hearing aids in unilateral inner ear deafness : An evaluation of audiometric and patient outcome measurements. Otol Neurotol. 2005, Vol.26, P.999-1006.
5. Hol M.K.S., Kunst S.J., Snik A.F. Pilot study on the effectiveness of the conventional CROS, the transcranial CROS and the BAHA transcranial CROS in adults with unilateral inner ear deafness. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2010, Vol.267, P.889-896.
6. Kitterick P.T., Smith S.N., Lucas L., Hearing Instruments for Unilateral Severe-to-Profound Sensorineural Hearing Loss in Adults : A Systematic Review and Meta-analysis. Ear & Hearing. 2016, Vol.37, N°5, P.495-507.
7. McDermott A.L.M.R., Williams J.S., Gill, J., Child A. The ADHEAR HEARING System. A paediatric experience. Osseo 2017 - 6th International Congress on Bone Conduction Hearing and Related Technologies. Nijmegen, The Netherlands.
8. Mertens G.G.A., Bouzegta R., Van de Heyning P. User satisfaction and clinical efficacy of a new non-invasive bone conduction hearing system in single-sided deafness. EFAS 2017, 13th Congress of the European Federation of Audiology Societies. Interlaken, Switzerland.
9. Peters J.P.M., Smit A.L., Stegeman I., Grolman W. Review : Bone conduction devices and contralateral routing of sound systems in single-sided deafness. Laryngoscope. 2015, Vol.125, P.218-226.
10. Pfiffner F., Kompis M., Flynn M., Åsnes K., Arnold A., Stieger C. Benefits of Low-Frequency Attenuation of Baha® in Single-Sided Sensorineural Deafness. Ear & Hearing. 2011, Vol.32, N°1, P.40-45.
11. Skarzynski P.H.K.M., Olszewski L., Ratuszniak A., Osinska K., Krol B. Audiological evaluation of the novel bone conduction hearing device ADHEAR in experienced users of an existing transcutaneous bone anchored hearing device. Osseo 2017 - 6th International Congress on Bone Conduction Hearing and Related Technologies. Nijmegen, The Netherlands.
12. Truy E, Gallego S, Bouccara D, Tringali S. Prothèses auditives amplificatrices par voie non-aérienne. EMC - Oto-rhino-laryngologie. 2012, Vol.7, n°2, [Article 20-185-C-20], P.1-13.
13. Vaneecloo F.M., Ruzza I., Hanson J.N., Gérard T., Dehaussy J., Cory M., Arrouet C., Vincent C. Appareillage mono pseudo stéréophonique par BAHA dans les cophoses unilatérales : à propos de 29 patients. Rev. Laryngol. Otol. Rhinol. 2001, Vol. 122, N°5, P.243-350.
14. Verstraeten N., Zarowski A.J., Somers T., Riff D., Offeciers E.F. Comparison of the audiologic results obtained with the boneanchored hearing aid attached to the headband, the testband, and to the "snap" abutment. Otol Neurotol. 2009, Vol.30, N°1, P.70-75.
15. Westerkull P. 2004. Hearing Aid Apparatus. US patent US 2004/0234091 A1.

Estimation du bruit interne dans des tâches de détection de modulation d'amplitude (AM) et de fréquence (FM) sous l'effet du vieillissement

Louis VILLEJOUBERT, Audioprothésiste D.E., Ecole d'Audioprothèse de Nancy, Master «Neuroprothèses sensorielles et motrices» Université de Montpellier

Sarah ATTIA, Audioprothésiste D.E., Doctorante au Laboratoire des Systèmes Perceptifs, Département d'études cognitives, École normale supérieure, Université PSL, CNRS, 75005 Paris, France

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

1 Résumé

Les signaux de communication véhiculent des informations de modulation d'amplitude (AM) et de modulation de fréquence (FM) saillantes, jouant un rôle crucial dans la transmission robuste de l'information. Le but de cette recherche est d'évaluer la faisabilité d'une méthode visant à estimer les facteurs d'inefficacité ou « bruit interne » contraignant le traitement d'AM et de FM chez les sujets normo-entendants jeunes et âgés, afin de i) dissocier les mécanismes sensoriels impliqués dans la détection auditive de ces deux types de modulation et ii) d'évaluer l'effet du vieillissement sur ces mécanismes. Au travers de cette étude pilote, nous avons testé les hypothèses suivantes : 1) Le traitement d'AM et de FM font appel à un même mécanisme quelle que soit la cadence de la modulation (modèle «classique»), 2) Le traitement d'AM et de FM font appel à un même mécanisme lorsque la cadence de la modulation est rapide (>5-10 Hz), et à des mécanismes distincts lorsque la cadence de modulation est lente (<5-10 Hz) et que la fréquence porteuse est basse (<1-4 kHz) (modèle «dual»), 3) Le traitement d'AM et de FM font appel à un même mécanisme chez les sujets âgés lorsque la cadence de modulation est lente (<5-10 Hz). Afin de tester ces hypothèses, l'efficacité de traitement de ces modulations a été estimée sur 15 sujets normo-entendants jeunes (entre 18 et 30 ans) et 15 sujets normo-entendants âgés (entre 45 et 62 ans) dans des tâches comportementales de détection d'AM et de FM sinusoïdales. Les mesures psychophysiques ont été réalisées à l'aide d'une méthode dite de « double-passe ». Les données collectées sur ces trente sujets normo-entendants indiquent une cohérence de jugements auditifs distincte en détection d'AM et de FM lorsque la cadence de modulation est lente. Néanmoins, les résultats ne révèlent pas d'effet d'âge. Ces résultats corroborent donc l'hypothèse «duale» pour le traitement de FM, mais cependant ne valident pas l'hypothèse selon laquelle le vieillissement dégraderait son traitement.

2 Introduction

Les travaux de recherche initiés depuis plusieurs décennies ont permis d'établir le rôle majeur des modulations temporelles dans la compréhension de la parole. Ces modulations temporelles correspondent aux modulations d'amplitude (AM) et modulations de fréquence (FM) du signal de parole.

Traitement des modulations temporelles

Le traitement auditif de ces modulations en sortie des filtres cochléaires est encore sujet à débat : alors que le codage de l'AM reposerait uniquement sur un mécanisme spatial (ou tonotopique) calculant des « patterns d'excitation » en sortie des filtres cochléaires (*i.e.*, la distribution spatiale de l'excitation neurale en fonction de la position le long de la membrane basilaire dans la cochlée), le traitement de la FM impliquerait un mécanisme neuronal supplémentaire de nature temporelle, intitulé « phase locking » ou verrouillage en phase sur la structure fine.

Evolution de la perception des modulations temporelles sous l'effet de l'âge

- La sensibilité à l'AM

Les études comportementales présentent des résultats discordants : certains auteurs notent bien une dégradation des seuils de détection en rapport avec l'âge (Purcell et al., 2004; He et al., 2008; Kumar et Sangamanatha, 2011; Füllgrabe et al., 2015), tandis que d'autres relèvent un déficit léger chez les sujets les plus vieux, mais cette tendance n'est pas statistiquement significative (Takahashi et Bacon, 1992; Paraouty et Lorenzi, 2017). Enfin, d'autres données ne montrent aucune corrélation entre l'âge et les seuils de détection d'AM (Shoof & Rosen, 2014; Paraouty et al., 2016; Whiteford et al., 2017). On soulignera que les études évaluant l'effet du vieillissement rapportent une dégradation relativement modeste, de l'ordre de 1 à 8 dB, de la sensibilité aux modulations d'amplitude. Ceci pourrait partiellement expliquer les discordances observées entre études.

- La sensibilité à la FM

A nouveau, les résultats de ces différentes études divergent : certains ne permettent pas de déduire que l'âge affecte la sensibilité à la FM, suggérant que les effets du vieillissement et ceux de la perte auditive sur les seuils de détection ne sont pas de même nature (Strelcyk & Dau, 2009; Johannesen et al., 2016). Néanmoins la plupart des études indiquent que le vieillissement dégrade aussi bien la perception de FM supposée codée par pattern d'excitation que la perception de FM supposée codée par un mécanisme temporel (He et al., 2007; Grose & Mamo, 2012; Sheft et al., 2012; Grose et al., 2015; Kortlang et al., 2015; Paraouty & Lorenzi, 2017; Whiteford et al., 2017). L'utilisation d'AM interférente visant à isoler le traitement de la structure fine temporelle a permis de conclure que seul le

mécanisme de verrouillage en phase se dégraderait sous l'effet du vieillissement (Paraouty & Lorenzi, 2017; Whiteford et al., 2017).

D'autres travaux comportementaux ont mis en évidence une dégradation significative de la détection de la FM lente sous l'effet du vieillissement (*e.g.*, He et al., 2007; Grose, 2006 ; Wallaert et al., 2016 ; Paraouty et Lorenzi, 2017), conformément à l'hypothèse de l'implication de deux mécanismes distincts (*i.e.*, spatial et temporel) dans le codage de la FM (Moore et Sek, 1996), à savoir un mécanisme purement temporel de verrouillage en phase pour les FM lentes, et un mécanisme spatial pour les FM rapides (voir Figure 1).

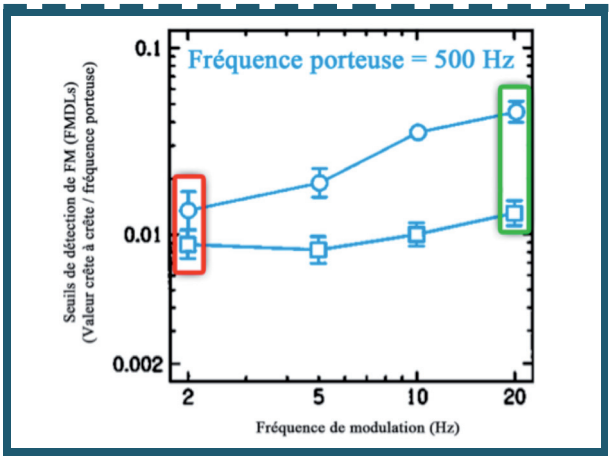


Figure 1 : Moore et Sek 1996
Comparaison des seuils de détection de FM avec (ronds) et sans (carrés) AM interférente pour une fréquence porteuse basse (fp=500 Hz). L'AM interférente est ajoutée en vue de dégrader les indices de pattern d'excitation. Elle détériore les performances pour une cadence de modulation rapide (entourées en vert), tandis qu'elle n'impacte pas les seuils de détection pour une cadence de modulation lente, résultats extraits et reproduits de Moore et Sek (1996).

Efficacité perceptive et bruit interne

Dans une tâche comportementale, il existe un écart de performance non-négligeable entre celle d'un sujet humain réel et d'un « observateur idéal » (dispositif théorique qui ne souffrirait d'aucune limitation interne).

Geisler (1989, 2003) montre ainsi que l'efficacité statistique d'un sujet humain est largement inférieure à celle d'un observateur idéal testé dans une même tâche de discrimination visuelle : l'efficacité calculée à partir du rapport entre la sensibilité (index de performance) de l'observateur idéal et celle du sujet réel est comprise entre 5% et 20%. L'observateur humain est donc fortement limité dans ses capacités par des facteurs intrinsèques de nature aléatoire et/ou systématique.

Jusqu'à présent, de nombreux travaux ont été menés pour caractériser le traitement sensoriel des modulations temporelles. Or, très peu d'études se sont penchées sur la caractérisation des sources d'inefficacité susceptibles d'affecter ces traitements sensoriels.

Celles-ci peuvent être modélisées sous différentes formes de « bruit interne » dont la magnitude influence la performance.

Mais qu'entend-on précisément par « bruit interne » sur le plan biologique ?

Le bruit interne apparaît dès le niveau moléculaire et se répercute à plus large échelle. Par exemple, dans une cellule quelconque, la machinerie cellulaire mise en jeu lors de son fonctionnement implique des processus soumis à une variabilité (ouverture et fermeture des canaux ioniques, diffusion des neurotransmetteurs dans la synapse, etc.). L'émission ou non d'un potentiel d'action peut être influencée par ces sources de variabilité. Autrement dit, diverses stimulations d'un même neurone pourront engendrer des réponses différentes.

Sur le plan neurophysiologique, ces inefficacités de traitement se traduisent par une stochasticité plus ou moins importante des réponses neurales périphériques et centrales et/ou des variations d'état cérébral (Faisal et al., 2008; Amitay et al., 2013). Ainsi, à la suite de la présentation de stimuli identiques, un neurone donné présentera des réponses variables d'essai en essai.

Sur le plan comportemental, ces sources d'inefficacité correspondent au facteur limitant la possibilité de prédire les réponses d'un observateur lors d'une tâche psychophysique. Ainsi, la présentation d'un même stimulus pourra engendrer des réponses différentes pour un même sujet (Green, 1964).

Au cours des 50 dernières années, un certain nombre de méthodes ont été mises en oeuvre pour mesurer le bruit interne :

- Bruit équivalent (Lu & Dosher, 2008),
- Calcul de l'index de détectabilité, d' (Swets, 1959),
- Appréciation de la variabilité directe estimée à partir de la distribution des erreurs (e.g. Buss et al., 2009),
- Détermination de l'uniformité des jugements entre plusieurs passes (Green, 1964).

Dans la présente étude, nous appliquons la méthode de double-passe dans une tâche de détection d'AM et de FM sur une population normo-entendante jeune et âgée.

Cette dernière est basée sur l'estimation de l'uniformité des réponses des sujets lors de la présentation répétée d'un même stimulus. Le principe sous-jacent est simple : en l'absence de bruit interne (*i.e.*, par exemple en l'absence de variabilité neurale sur le trajet des voies auditives), les réponses des sujets devraient être identiques lors de la présentation répétée du même stimulus (*i.e.*., lors de multiples « passes »). En réalité, l'uniformité des réponses des sujets n'est pas parfaite en raison du bruit interne limitant la performance du sujet (accord des réponses entre les deux passes inférieures à 100 %). Grâce à cette méthode, le bruit interne peut être ensuite estimé à partir des mesures de pourcentage d'accord (PA) et de pourcentage correct (PC) entre les deux passes i- par l'utilisation d'un algorithme basé sur la Théorie de la Détection du signal ou ii- par l'intermédiaire d'un modèle informatique de traitement des modulations simulant les résultats pour cette même tâche. Ceci permet de tenir compte plus précisément des étapes de traitement des modulations impliquées dans le système auditif.

Les travaux de modélisation étant en cours, il est à noter que cette étude est une première étude pilote qui tient compte uniquement de l'analyse des PA. On a considéré ici que plus le PA est grand plus le bruit interne est petit.

L'objectif de cette étude est de tester l'hypothèse de la dégradation de l'efficacité du mécanisme de verrouillage en phase dans la détection de FM sous l'effet du vieillissement. Cette hypothèse est testée en comparant des mesures d'uniformité des jugements auditifs chez deux groupes d'individus normo-entendants jeunes et âgés en détection de modulation temporelle.

L'hypothèse de travail repose sur l'idée que l'utilisation des mécanismes spatiaux (tonotopiques) et temporels (verrouillage en phase) introduisent des sources de variabilité interne distinctes, susceptibles d'affecter différemment l'uniformité des jugements auditifs des sujets lors des tâches comportementales de détection d'AM ou de FM.

Ainsi :

1) Une uniformité identique en détection d'AM et de FM est conforme (sans le démontrer pleinement, toutefois) avec l'hypothèse de l'utilisation d'un mécanisme commun. A contrario, une uniformité différente en détection d'AM et de FM révèle l'utilisation de mécanismes distincts (e.g., spatiaux vs temporels).
2) Chez les sujets normo-entendants jeunes, l'uniformité des jugements devrait être différente en détection d'AM et de FM lente si AM et FM sont encodés par deux mécanismes distincts.
3) Chez les sujets normo-entendants âgés, l'uniformité des jugements devrait être comparable en détection d'AM et de FM lente si le codage temporel de FM est dégradé par le vieillissement, conduisant à un encodage commun de l'AM et de la FM par un même mécanisme spatial.

Les hypothèses opérationnelles sont rapportées dans la Figure 2.

Mécanisme commun

		Taux de modulation 2 Hz	Taux de modulation 20 Hz
Cadence de modulation	AM	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**
	FM	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**

Mécanismes distincts

		Taux de modulation 2 Hz	Taux de modulation 20 Hz
Cadence de modulation	AM	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**
	FM	Valeur de bruit interne dû au **codage temporel**	Valeur de bruit interne dû au **codage spatial**

Figure 2 : Hypothèses opérationnelles
Le tableau disposé en haut retranscrit les résultats attendus dans l'hypothèse i) de l'utilisation d'un mécanisme sensoriel unique pour le traitement de l'AM et de la FM et ii) chez le sujet âgé normo-entendant. Le tableau disposé en dessous retranscrit les résultats attendus dans l'hypothèse de l'utilisation de mécanismes sensoriels distincts pour le traitement de l'AM et de la FM et ii) chez le sujet jeune normo-entendant.

Le tableau disposé en haut retranscrit les résultats attendus dans l'hypothèse i) de l'utilisation d'un mécanisme sensoriel unique pour le traitement de l'AM et de la FM et ii) chez le sujet âgé normo-entendant. Le tableau disposé en dessous retranscrit les résultats attendus dans l'hypothèse de l'utilisation de mécanismes sensoriels distincts pour le traitement de l'AM et de la FM et ii) chez le sujet jeune normo-entendant.

3 Méthodes

Participants Les mesures ont été réalisées en monaural (oreille droite) sur 15 sujets normo-entendants jeunes (âgés de 18 à 30 ans, moyenne = 23 ans, écart type = 3 ans) ainsi que sur 15 sujets normo-entendants âgés (de 45 à 62 ans, moyenne = 53 ans, écart type = 5 ans).

Dans l'ensemble, les participants présentaient des seuils audiométriques inférieurs à 20 dB HL entre 250 Hz et 4000 Hz. Des seuils compris entre 20 dB HL et 35 dB HL étaient tolérés sur cette même gamme fréquentielle chez les sujets âgés. Les seuils ont été relevés en monaural entre 250 Hz et 8000 Hz.

Concernant la sélection des sujets, les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Absence d'asymétrie supérieure à 20 dB HL entre les deux oreilles,
- Absence d'historique de pathologie auditive (otites chroniques, opérations otologiques, maladie de Ménière, traitement ototoxique, etc.),
- Absence d'exposition au bruit prolongée et à la présence d'acouphènes vérifiées par le biais d'un questionnaire (inspiré de Guest et al., 2017 ; TA. Johnson, 2017).

Chaque participant a été informé de l'objectif de l'étude, des consignes et modalités de l'étude. Un consentement a été fourni par écrit avant de démarrer les tâches. Les participants étaient rémunérés à raison de 10 € de l'heure (totalisant entre 130 et 150 euros par auditeur).

Procédure expérimentale Le recueil des mesures s'est déroulé en 3 étapes : 1. Mesures audiométriques (15 minutes) ; 2. Mesures adaptatives (4 à 5 heures) ; 3. Double-passe (8 à 10 heures).

Dans ce protocole expérimental, 24 conditions ont été testées au total : 2 types de modulations (AM et FM), 2 cadences de modulations (2 et 20 Hz), 2 variances de bruit externe (0.07 u.a. et 0.14 u.a.), 3 niveaux de sensibilité ciblés (d'= 0.5, 1 et 1.5). La sensibilité d'traduit une mesure de performance.

1. Mesures audiométriques

Une mesure des seuils auditifs a été préalablement réalisée de 250 Hz à 8000 Hz à l'octave pour chaque participant.

Les tâches de détection étant réalisées à l'aide d'une fréquence porteuse de 500 Hz, une évaluation du seuil absolu à cette même fréquence a été réalisée systématiquement par une méthode à trois alternatives à choix forcé. Le participant devait sélectionner l'intervalle (parmi 3) contenant le son (les deux autres étant silencieux). Le niveau (seuil de détection) a été ajusté de manière adaptative suivant la réponse des sujets (une réponse correcte entraînait une diminution d'intensité et une réponse incorrecte entraînait une augmentation d'intensité).

2. Mesures adaptatives

Les mesures adaptatives ont été réalisées pour chaque sujet. Elles ont été mises en place pour déterminer les seuils de détection, et ce, pour chaque condition expérimentale décrite précedemment.

Recueillies dans une procédure adaptative à deux alternatives à choix forcé (2I, 2AFC), ces mesures constituent une estimation des profondeurs de modulation (pour l'AM) et d'extraction de fréquence (pour la FM) à 3 niveaux distincts de sensibilité en référence à la fonction psychophysique (Levitt, 1971) : 64% de réponses correctes (d'= 0,5), 76% de réponses correctes (d'=1), 84% de réponses correctes (d'=1,5).

Dans cette tâche, les participants devaient choisir dans quel intervalle parmi 2 (l'un contenant une modulation masquée et l'autre contenant un son pure masqué) se trouvait la modulation.

La profondeur de modulation (pour l'AM) et l'excursion en fréquence (pour la FM) ont été ajustées de manière adaptative d'essai en essai suivant la réponse des participants.

3. Double passe

Les valeurs précédemment recueillies de profondeur de modulation (pour l'AM) et d'excursion de fréquence (pour la FM) ont été appliquées dans la méthode de double-passe, et ce, dans le but d'égaliser les performances entre les sujets.

Cette fois-ci, il s'agit d'une tâche à stimuli constants dans laquelle les paramètres physiques des signaux ont été fixés. L'auditeur devait désigner parmi les deux signaux (signal cible et signal de comparaison) le signal cible à identifier (*i.e.*, l'AM ou la FM). Le signal cible était aléatoirement présenté dans l'intervalle 1 ou 2, d'essai en essai. La présence des signaux était manifestée par une lumière rouge au moment de leur diffusion. Un feedback sur les réponses (« correct » ou « incorrect ») était fourni au sujet.

Les signaux générés en première passe ont été enregistrés et présentés à l'identique dans un ordre aléatoire (ordre de présentation de la cible et des essais) dans la deuxième passe pour chaque participant. Des pauses de quelques minutes ont été insérées entre la première et la seconde passe.

Chacune des conditions expérimentales a été testée sur 100 essais (2 400 essais par passe). Soit un total de 4 800 essais par participant répartis sur 10 séries de double-passe présentées dans un ordre aléatoire entre les participants.

4 Résultats

Analyse globale

L'analyse statistique a été menée sur l'ensemble des données comptabilisant 720 observations réparties en 8 variables (30 participants x 8 paramètres).

Tous les effets principaux possibles et les interactions entre les facteurs étudiés (variables explicatives) ont été comparés au travers des PA mesurés dans la détection d'AM et de FM.

Afin de tenir compte de la variabilité interindividuelle des réponses (décisions pendant la tâche) un modèle linéaire mixte a été employé.

Les hypothèses d'utilisation du modèle linéaire mixte ont été validées en amont (indépendance de la variable dépendante, homoscédasticité des résidus, distribution normale des résidus, distribution normale de la variable dépendante)

Entre autres, on constate que :

- L'effet principal de la sensibilité d' sur les PA est significatif ($\chi2(2) = 42.2$, $p = 6{,}8.10\text{-}10$),
- L'effet du facteur groupe (jeune ou âgé) n'est pas significatif sur le PA ($\chi2(1)=0{,}1369$, $p=0{,}711$),
- Nous avons obtenu une interaction significative entre le paramètre « type de modulation » et le paramètre « cadence de modulation » ($\chi2(1) =3{,}96$, $p=0{,}046$).

ANALYSE GLOBALE

$$PA = (M_{t2}) * (M_{R2}) * (\sigma_{ext2}) * (Groupe) * (d'_3) * (1 + groupe \mid id\ sujets)$$

PA : Pourcentage d'accord
M_t : Cadence de modulation, AM ou FM
M_R : Taux de modulation, 2 Hz ou 20 Hz
d' : sensibilité, 0,5 ou 1 ou 1,5
σ_{ext} : écart-type du bruit externe, 0,07 ou 0,14 u.a.
id sujets : identifiant du sujet
groupe

Réponses PA	χ^2	Degré de liberté	Pr (>χ2)
d'	4,2041	2	$6{,}847.10^{-10}$
Groupe	0,1369	1	0,71141
M_t * M_r	3,9675	1	0,04639

ANALYSE POST-HOC

AM	Type de modulation vs Cadence de modulation				
M_r	PA moyen	Erreur type	Degré de liberté	Niveau de confiance supérieur	Niveau de confiance inférieur
20 Hz	64,22908	1,059398	51,9	62,10314	66,35502
2 Hz	65,92738	1,059398	51,9	63,80144	68,05332
FM	Type de modulation vs Cadence de modulation				
M_r	PA moyen	Erreur type	Degré de liberté	Niveau de confiance supérieur	Niveau de confiance inférieur
20 Hz	64,34012	1,059398	51,9	62,21418	66,46605
2 Hz	98,22588	1,059398	51,9	66,09994	70,35182

Contraste AM	PA moyen	Erreur type	Degré de liberté	Rapport t	Valeur p
20 Hz - 2 Hz	1,698302	0,8979023	690	1,891	0,059
Contraste FM	PA moyen	Erreur type	Degré de liberté	Rapport t	Valeur p
20 Hz - 2 Hz	3,885763	0,8979023	690	4,328	<0,0001

Figure 3 : Résultats statistiques

Analyse post-hoc

L'analyse post-hoc (comparaison par paire) montre que l'interaction significative entre les facteurs type de modulation (Mt) et cadence de modulation (Mr) sur les PA correspond à une différence significative de PA pour la condition FM : f_m=2 Hz vs f_m = 20 Hz, avec une différence de PA de 3,8 points entre ces deux conditions (voir figure 3).

L'analyse post-hoc montre également une différence marginalement significative d'uniformité de jugements auditifs pour la détection d'AM à fm=2 et fm=20 Hz. Les différences de PA sont très modestes (1,69 points).

5 Discussion

Dans cette étude, plusieurs hypothèses visaient à tester les mécanismes de traitement d'AM et de FM :

- L'implication de mécanismes sensoriels distincts (*i.e.*, spatial et temporel) dans le traitement de l'AM et de la FM,
- L'effet du vieillissement sur l'efficacité des mécanismes d'encodage impliqués dans le traitement de l'AM et de la FM.

Cette recherche constitue une extension des travaux initiaux de Moore & Sek (1996), qui suggèrent l'existence d'un double code dans le traitement de la FM. Elle permet également d'explorer l'effet du vieillissement sur le bruit interne en détection d'AM par le biais de la modélisation (Ewert & Dau, 2004; Wallaert et al., 2017).

D'autre part plusieurs études comportementales ont mis en évidence une dégradation significative du traitement de la FM lente sous l'effet du vieillissement (e.g., He et al., 2007; Grose, 2006 ; Wallaert et al., 2016 ; Paraouty et Lorenzi, 2017).

Or, dans cette première étude pilote, la mesure de l'uniformité des jugements auditifs en détection d'AM et de FM (Green,1964) apporte un argument supplémentaire quant à la thèse de l'implication d'un double code de traitement. La variabilité impliquée dans leur traitement n'ayant pour l'instant pas été prise en compte comme argument de distinction en tant que tel.

Les analyses statistiques sur les PA confortent l'hypothèse de mécanismes distincts potentiellement impliqués dans le traitement de l'AM et de la FM. Toutefois, nous ne mettons pas en évidence un significatif du vieillissement sur l'efficacité du traitement auditif des modulations temporelles.

Ces premiers résultats sont à confronter avec d'autres études :

Caractérisation du vieillissement et de ses effets Un grand nombre d'études indiquent que le vieillissement dégrade la détection des modulations, ceci pouvant conduire à des troubles d'intelligibilité de la parole dans le bruit. Ces troubles résulteraient notamment d'une déafférentation neurale ayant un impact significatif dans le bruit (Lopez-Poveda & Barrios, 2013).

Au moins deux études de modélisation (Ewert & Dau, 2004 ; Wallaert et al., 2017) suggèrent que les effets de la perte cochléaire sur la détection d'AM reflètent une perte de capacité à utiliser l'information sensorielle disponible évoquée par la modulation. Ce « sous-échantillonnage » représenterait une inefficacité périphérique ou centrale pouvant être liée à une augmentation de bruit interne.

L'origine de cette variabilité est encore débattue. La synaptopathie cochléaire liée à l'âge pourrait en partie expliquer cette augmentation de bruit interne sous l'effet du vieillissement comme suggère l'étude de Goodman (Goodman et al., 2017) : une diminution du nombre de fibres afférentes limiterait la capacité du sujet à moyenner la stochasticité intrinsèque des réponses de chaque neurone individuel.

A ce jour, les études de modélisation n'ont pas permis d'expliquer plus précisément l'évolution du bruit interne dans le traitement de FM sous l'effet du vieillissement.

Or, les résultats indiquent qu'il n'existe pas, a priori, d'effet du vieillissement sur le bruit interne que ce soit en détection d'AM ou de FM.

Les effets du vieillissement sur le système auditif sont compliqués à étudier compte tenu des variabilités inhérentes à la génétique et aux facteurs environnementaux propres à l'individu. Dans cette étude, la passation d'un questionnaire portant sur l'exposition au bruit et la manifestation d'acouphène(s) permettait d'accroitre notre vigilance sur les sujets recrutés. Or, les expositions sonores accumulées au cours de la vie (exposition quotidienne et épisodes traumatiques ponctuels), la prise de substances (médicaments ou drogues), le tabagisme, l'hypertension artérielle ou l'hypercholestérolémie peuvent avoir des conséquences d'ordre ototoxique. De plus, il existe des interactions entre facteurs génétiques et facteurs environnementaux par une sensibilité accrue aux bruits pour le système auditif.

L'ensemble des voies sensorielles et centrales auditives se dégrade sous l'effet de l'âge, et ce, par étapes : dans un premier temps il y a une diminution des capacités de compréhension de la parole dans des milieux complexes, induite par un déficit d'ordre supraliminaire (Gordon-Salant, 2005) pouvant être associé à des acouphènes. Puis des difficultés de compréhension dans le silence apparaissent suite à l'atteinte des cellules ciliées de l'organe de Corti. La presbyacousie est le terme générique sous lequel sont regroupés ces déficits auditifs liés à l'âge.

De part ces points, on constate que le vieillissement auditif se manifeste différemment pour chacun d'entre nous : il se produit de façon plus ou moins précoce, plus ou moins prononcée, à différents niveaux le long des voies auditives, et par des facteurs différents. Afin de prendre en compte ces variabilités intra-sujets, une meilleure maîtrise de l'homogénéité des cohortes (en termes d'âge) s'imposera aux futures recherches.

Les prochaines études pourront mettre en place des tests supplémentaires afin d'évaluer, indépendamment i) le vieillissement auditif sensoriel (e.g., réalisation systématique d'une audiométrie tonale haute fréquence, étude des capacités supraliminaires), ii) le vieillissement central (e.g., tests de pupillométrie pour évaluer l'effort d'écoute, électroencéphalographie pour prendre en compte l'attention (écoute active vs écoute passive), etc.) et iii) les facteurs environnementaux (e.g., questionnaires sur l'exposition au bruit passée et récente, questionnaires de qualité de vie).

Contraintes théoriques et pratiques A notre connaissance, une seule étude psychophysique a tenté d'estimer le bruit interne impliqué dans le traitement d'AM (Ewert & Dau, 2004). Ainsi, le caractère heuristique (*i.e.*, associé à la notion de découverte) de nos travaux a induit des contraintes dans le protocole d'étude, parmi lesquelles des conditions expérimentales très larges. De ce fait, plus de 15 heures de mesures étaient réalisées par sujet, limitant la constitution de cohortes plus larges.

A l'avenir, des études confirmatoires portant sur un nombre de facteurs réduit pourront être réalisées sur des cohortes plus larges. Les résultats obtenus permettront d'affiner les modèles existants.

Applications cliniques Aujourd'hui, plusieurs problématiques

subsistent dans la réhabilitation audioprothétique des patients malentendants :

- La perte d'audibilité : les sons sont perçus de façon moins importante,
- Le recrutement de sonie : la sensation sonore des sons s'accroît de façon beaucoup plus importante chez le malentendant en comparaison au normo-entendant,
- La perte de sélectivité fréquentielle : elle se manifeste par un masquage de la parole important dans des environnements bruyants.

Les prothèses auditives actuelles tendent à compenser efficacement la perte d'audibilité (restitution de l'intelligibilité pour des sons de parole faibles) et le recrutement de sonie (utilisation de systèmes à compression non-linéaire). La perte de sélectivité fréquentielle et les difficultés qu'elle induit en milieu complexe infère encore des limites dans le processus de réhabilitation.

Une meilleure connaissance de l'impact du vieillissement et de la perte cochléaire sur l'efficacité des traitements auditifs – et particulièrement les traitements auditifs temporels - permettra d'estimer plus précisément les limites des systèmes d'amplification et de rehaussement du signal proposés par les prothèses auditives actuelles et à venir. De plus, une caractérisation fine de l'amplitude des bruits internes - additifs mais pouvant être également multiplicatifs - des patients malentendants pourrait s'avérer déterminante pour l'évaluation et le développement des prothèses auditives. En effet, d'une manière générale, ces dispositifs de réhabilitation visent à améliorer le rapport signal-sur-bruit externe et interne chez le sujet malentendant. En l'état, l'effet délétère du bruit interne sur la performance du patient ne peut être réduit par la prothèse que dans le cas d'un bruit interne de nature additive (car la variance de ce bruit est découplée de la magnitude du stimulus). Dans le cas d'un bruit interne multiplicatif (à savoir, un bruit dont la variance est proportionnelle à la magnitude du stimulus), les dispositifs de réhabilitation actuels sont de facto sans effet.

Le paradigme de double-passe proposé par Green (1964) et mis en place dans cette étude ne permet pas de distinguer le caractère additif ou multiplicatif des sources de bruit interne. Des études suggèrent que la variance des sources de bruit interne de nature additive s'accroît jusqu'à un facteur 6 sous l'effet du vieillissement ou de lésions cochléaires (Derleth et al., 2001; Ives et al., 2014; Paraouty et al., 2016; Wallaert et al., 2017). Concernant la variance du bruit multiplicatif, celui-ci ne semble augmenter sous l'effet de lésions cochléaires (Wallaert et al., 2017). A l'avenir, des travaux permettant de distinguer la nature du bruit interne (additif vs multiplicatif) dans le traitement des modulations temporelles devront être entrepris.

A terme, des estimations du degré d'uniformité - et de fait, de la variance du bruit interne - pourraient compléter les mesures déjà mises en oeuvre par le médecin ORL et l'audioprothésiste. Mises en perspective avec d'autres tests (évaluation de la sélectivité fréquentielle, intelligibilité en milieu bruyant), cette mesure de bruit interne pourrait devenir un instrument d'évaluation des performances auditives ainsi qu'un outil prédictif utile de l'efficacité audioprothétique. De plus, ces mesures pourront être directement mises en relation avec le degré de déafférentation neurale engendrée par le vieillissement (Lopez-Poveda, 2014 ; Marmel et al., 2015), déafférentation supposée affecter prioritairement le codage des amplitudes sonores élevées (Furman et al., 2013; Bharadwaj).

6 Conclusion

Dans cette étude, les hypothèses générales reposaient sur l'idée que les mécanismes de traitement de l'AM et de la FM, tonotopique vs temporel, introduisaient des sources de variabilité interne distinctes. L'uniformité des jugements des sujets en serait directement affectée. De plus, le vieillissement était supposé altérer les mécanismes temporels et spatiaux.

Plus précisément, les hypothèses générales se présentaient ainsi :

- Une uniformité identique en détection d'AM et de FM est conforme (sans le démontrer pleinement, toutefois) avec l'hypothèse de l'utilisation d'un mécanisme commun. A contrario, une uniformité différente en détection d'AM et de FM révèle l'utilisation de mécanismes distincts,
- Chez les sujets normo-entendants jeunes, l'uniformité des jugements devrait être différente en détection d'AM et de FM lente si AM et FM sont encodés par deux mécanismes distincts,
- Chez les sujets normo-entendants âgés, l'uniformité des jugements devrait être comparable en détection d'AM et de FM lente si le codage temporel de FM est dégradé par le vieillissement, conduisant à un encodage commun de l'AM et de la FM par un même mécanisme spatial,

En accord avec ces hypothèses, nous avons observé :

- Une uniformité différente en détection d'AM et de FM lente, conformément à l'idée d'un double code dans le traitement de l'AM et de la FM,
- Une uniformité différente en détection d'AM et de FM lente chez les sujets normo-entendants jeunes, conformément à l'idée de l'utilisation d'un double code dans le traitement de l'AM et de la FM.

Contrairement à ce qui été attendu, nous avons observé :

- Une uniformité différente en détection d'AM et de FM lente chez les sujets normo-entendants âgés, incompatible avec l'idée que le mécanisme temporel se dégrade sous l'effet du vieillissement.

D'autres mesures devront être conduites afin de préciser :

- L'effet du vieillissement sur l'uniformité des jugements en détection d'AM et de FM de façon plus précise,
- L'effet de la perte auditive sur l'uniformité des jugements auditifs en détection d'AM et FM,
- La nature du bruit interne (additive vs multiplicative) dans le traitement de l'AM et de la FM.

7 Bibliographie

Amitay, S., Guiraud, J., Sohoglu, E., Zobay, O., Edmonds, B.A., Zhang, X.Y. (2013). Human decision making based on variations in internal noise: An EEG study PLoS ONE, 8, p. e68928.

Buss, E., Hall III, J. W., & Grose, J. H. (2004). Temporal fine-structure cues to speech and pure tone modulation in observers with sensorineural hearing loss. Ear and hearing, 25(3), 242–250.

Derleth, R.P., Dau, T., & Kollmeier, B.(2001) Modeling temporal and compressive properties of the normal and impaired auditory system. Hearing Research, 159, 32-149.

Ewert, S. D., & Dau, T. (2004). External and internal limitations in amplitude-modulation processing. The Journal of the Acoustical Society of America, 116(1), 478–490.

Faisal, A. Aldo, Luc P. J. Selen, and Daniel M. Wolpert (2008). Noise in the Nervous System. Nature Reviews Neuroscience 9 (april): 292–303.

Füllgrabe, C., Moore, B. C., & Stone, M. A. (2014). Age-group differences in speech identification despite matched audiometrically normal hearing: contributions from auditory temporal processing and cognition. Frontiers in Aging Neuroscience. 13;6:347.

Gordon-Salant, S. (2005). Hearing loss and aging: new research findings and clinical implications. Journal of rehabilitation research and development, 42(4 Suppl 2):9-24.

Green, D. M. (1964). Consistency of auditory detection judgments. Psychological Review, 71, 392–407.

Grose, J. H., & Mamo, S. K. (2010). Processing of temporal fine structure as a function of age. Ear and hearing, 31(6), 755.

Grose, J. H., & Mamo, S. K. (2012). Processing of temporal fine structure as a function of age. Ear and hearing, 31(6), 755.

Guest, J.F., Ayoub, N., McIlwraith, T., Uchegbu, I., Gerrish, A., Weidlich, D., Vowden, K., Vowden, P. (2017). Health economic burden that different wound types impose on the UK's National Health Service. International Wound Journal, 14(2), 322-330.

He, N., Mills, J. H., Ahlstrom, J. B., & Dubno, J. R. (2008). Age-related differences in the temporal modulation transfer function with pure-tone carriers. The Journal of the Acoustical Society of America, 124(6), 3841–3849.

Johannesen, P. T., Pérez-González, P., Kalluri, S., Blanco, J. L., & Lopez-Poveda, E. A. (2016). The influence of cochlear mechanical dysfunction, temporal processing deficits, and age on the intelligibility of audible speech in noise for hearing impaired listeners. Trends in hearing, 20, 2331216516641055.

Johannesen, P. T., Pérez-González, P., Kalluri, S., Blanco, J. L., & Lopez-Poveda, E. A. (2016). The influence of cochlear mechanical dysfunction, temporal processing deficits, and age on the intelligibility of audible speech in noise for hearing impaired listeners. Trends in hearing, 20, 2331216516641055.

Kortlang, S., Mauermann, M., Ewert, S.D. (2016). Suprathreshold auditory processing deficits in noise: Effects of hearing loss and age. Hearing research. 331:27-40.

Levitt, H. (1971). Transformed up-down methods in psychoacoustics. The Journal of the Acoustical Society of America, 49(2), Suppl 2:467+.

Lopez-Poveda EA, Barrios P (2013). Perception of stochastically undersampled sound waveforms: a model of auditory deafferentation. Frontiers in neuroscience. 16;7:124.

Lu, Z.-L., & Dosher, B. A. (2008). Characterizing observers using external noise and observer models: assessing internal representations with external noise. Psychological Review, 115(1), 44–82.

Marmel, F., Rodríguez-Mendoza, M.A., & Lopez-Poveda, E.A. (2015). Stochastic undersampling steepens auditory threshold/duration functions: implications for understanding auditory deafferentation and aging. Frontiers in Aging and Neuroscience,15;7:63.

Moore, B. C., & Sek, A. (1996a). Detection of frequency modulation at low modulation rates: evidence for a mechanism based on phase locking. The Journal of the Acoustical Society of America, 100(4 Pt 1), 2320–2331.

Moore, B. C., & Sek, A. (1996b). Detection of frequency modulation at low modulation rates: evidence for a mechanism based on phase locking. The Journal of the Acoustical Society of America, 100(4 Pt 1), 2320–2331.

Paraouty, N., & Lorenzi, C. (2017). Using individual differences to assess modulation processing mechanisms and age effects. Hearing research, 344, 38–49.

Paraouty, N., Ewert, S. D., Wallaert, N., & Lorenzi, C. (2016). Interactions between amplitude modulation and frequency modulation processing: Effects of age and hearing loss. The Journal of the Acoustical Society of America, 140(1), 121.

Purcell, D. W., John, S. M., Schneider, B. A., & Picton, T. W. (2004). Human temporal auditory acuity as assessed by envelope following responses. The Journal of the Acoustical Society of America, 116(6), 3581–3593.

Sheft, S., Shafiro, V., Lorenzi, C., McMullen, R., & Farrell, C. (2012). Effects of age and hearing loss on the relationship between discrimination of stochastic frequency modulation and speech perception. Ear and hearing, 33(6), 709.

Strelcyk, O., & Dau, T. (2009). Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing. The Journal of the Acoustical Society of America, 125(5), 3328–3345.

Strelcyk, O., & Dau, T. (2009). Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing. The Journal of the Acoustical Society of America, 125(5), 3328–3345.

Swets, J. A., Shipley, E. F., McKey, M. J., & Green, D. M. (1959). Multiple Observations of Signals in Noise. The Journal of the Acoustical Society of America, 31(4), 514–521.

Takahashi, G.A., & Bacon, S.P. (1992). Modulation detection, modulation masking, and speech understanding in noise in the elderly. Journal of speech and hearing research. 1410-21.

Wallaert, N., Moore, B. C. J., & Lorenzi, C. (2016). Comparing the effects of age on amplitude modulation and frequency modulation detection. The Journal of the Acoustical Society of America, 139(6), 3088. https://doi.org/10.1121/1.4953019

Wallaert, N., Moore, B. C. J., Ewert, S. D., & Lorenzi, C. (2017). Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation. The Journal of the Acoustical Society of America, 141(2), 971–980.

Whiteford, K. L., Kreft, H. A., & Oxenham, A. J. (2017). Assessing the Role of Place and Timing Cues in Coding Frequency and Amplitude Modulation as a Function of Age. Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 18(4), 619-633.

WIDEX®

WIDEX **EVOKE RIC10™**
CONÇU POUR ATTIRER L'ATTENTION

SMALL IS BEAUTIFUL*
WIDEX EVOKE ™ RIC 10 EST **LA PLUS PETITE AIDE AUDITIVE** RIC DU MARCHÉ.

NOUVEAU STYLE
EVOKE RIC 10 EST L'AIDE AUDITIVE **LA PLUS ESTHÉTIQUE** QUI SOIT, DISCRÈTE ET SUBTILE POUR L'UTILISATEUR SOUCIEUX DE LA MODE.

LE SON PUR ET NATUREL WIDEX
WIDEX RIC 10 OFFRE **UN SON DOUX ET CONFORTABLE** EN PROFITANT DE L'AUTOMATISATION INTELLIGENTE DE WIDEX EVOKE.

*ce qui est petit est beau

UN CONTRÔLE COMPLET DEPUIS VOTRE SMARTPHONE

AVEC **L'APPLICATION TONELINK,** AJUSTEZ LE VOLUME, CHANGEZ LA DIRECTIONNALITÉ OU TROUVEZ VOTRE PROGRAMME FAVORI **EN TOUTE SIMPLICITÉ !**

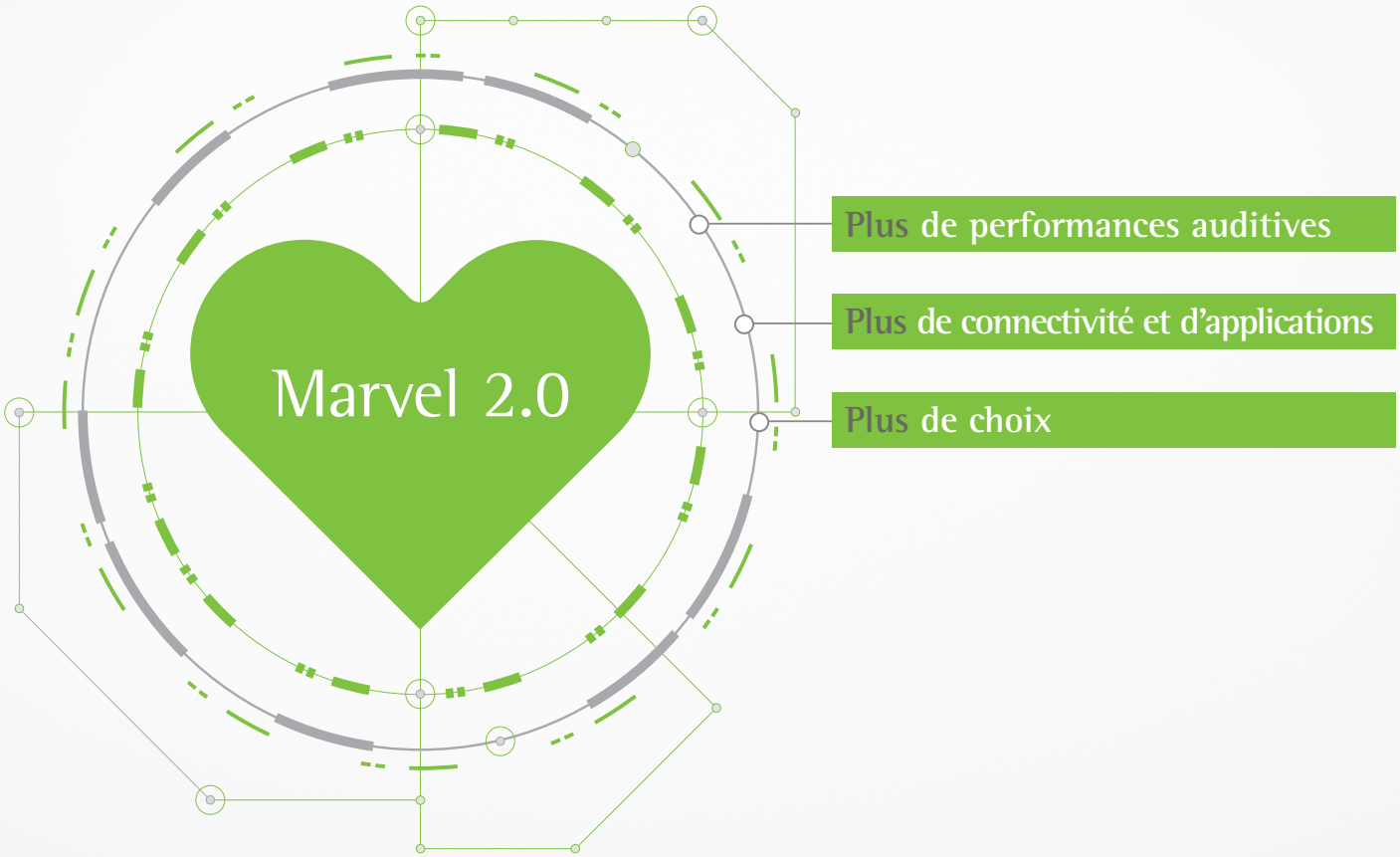
Télécharger dans l'App Store

DISPONIBLE SUR Google Play

Les appareils auditifs de la marque WIDEX sont indiqués pour la correction de pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. En cas de doute, demandez conseil à un spécialiste. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Septembre 2019.

Phonak Marvel 2.0

Un plus grand coup de foudre auditif



Disponible le 23 septembre 2019

- Diffusion de la technologie Roger™ directement dans les aides auditives grâce à RogerDirect™
- Réglage sonore en temps réel et personnalisation grâce à la fonction de télécommande de l'application myPhonak
- La technologie Marvel pour tous les âges et tous les modes de vie

*la vie s'exprime

PHONAK
life is on*

Traduction et adaptation culturelle du questionnaire de satisfaction SADL (Satisfaction with Amplification in Daily Life).

Alexane HOCHART[1,2,5], Mathieu FERSCHNEIDER[1,3,4], Nicolas HENRIOT[1,2,3], Brieux CAZALS[1,2,3], Laurent VALLA[5] et Annie MOULIN[1,3*]

1. Université C. Bernard Lyon 1, Lyon, France,
2. Institut des Sciences et Technologies de Réadaptation (ISTR), Université de Lyon, Lyon, France,
3. Centre de recherche en neuroscience de Lyon équipe (DYCOG), Groupe Perception, Attention et Mémoire (PAM), INSERM U1028, CNRS UMR 5292, Université de Lyon, F-69000 Lyon, France,
4. Audition Conseil, Lyon, France,
5. Audition Valla-Peyrat, Valence, France. * auteur correspondant.

1 Questionnaires, satisfaction et 100% santé

L'impact de la privation auditive sur la vie d'un individu est très invalidant car cette déficience va avoir des conséquences cognitives, psychologiques et surtout sociales. Retrouver une bonne stimulation auditive contribue au maintien des capacités cognitives et réduit les risques de décès, dépression et démence (Amieva et al., 2018).

Les audiométries tonales et vocales seules ne permettent pas de quantifier tous les bénéfices liés à l'appareillage. En effet, les difficultés ressenties par le patient au quotidien, quand il parle avec son entourage ou ses difficultés de sociabilisation ne peuvent être retranscris. En revanche, les questionnaires sont un moyen simple pour nous permettre d'évaluer ces aspects. Une étude menée sur 250 audioprothésistes fréquentant les Enseignements Post-Universitaires (Dejean and Lurquin, 2015) a révélé que 26% des sujets utilisent régulièrement des questionnaires au sein de leur pratique.

L'auto-évaluation par des questionnaires est une procédure simple, rapide et efficace, qui permet de savoir ce que le patient ressent comme angoisses, l'impact de sa pathologie dans sa vie quotidienne et le bénéfice de son appareillage auditif.

1.1. Notion de satisfaction

S'il est demandé à un patient son niveau de satisfaction vis-à-vis de son appareillage, il nous répondra en tenant compte des situations d'écoute qui lui semblent importantes et les plus fréquemment rencontrées dans son quotidien. C'est donc un ressenti subjectif qu'il est nécessaire de quantifier, car il permet de mettre en lumière les difficultés / améliorations réellement vécues par le patient, dans sa vie quotidienne, concernant son appareillage.

Cette notion de satisfaction vis-à-vis d'un appareillage auditif est complexe, car elle intègre deux domaines : l'appareil en lui-même et le service proposé par l'audioprothésiste. Une étude Eurotrack (Ruf and Egger, 2018) menée en France sur 550 personnes appareillées, a analysé le niveau de satisfaction ressenti vis-à-vis des éléments suivants :

- Le professionnalisme de l'audioprothésiste.
- La qualité du son de l'appareil.
- Les caractéristiques du produit (facilité de changement de la pile, le larsen...).
- Les différentes situations sonores rencontrées.

Cette étude montre que 82% des personnes appareillées en 2015 se déclarent satisfaites de leur appareil auditif et du service associé. En comparaison avec 2012, le pourcentage s'est amélioré de + 2%. De plus, 87% des patients sont satisfaits de leur audioprothésiste et les raisons d'insatisfaction les plus importantes sont : le coût de l'appareil (22%) et la mauvaise compréhension dans le bruit (27%).

L'audiométrie et les questionnaires permettent d'avoir une évaluation plus large des besoins des patients en mesurant l'effet de l'appareillage, mais aussi l'ensemble de la prise en charge prothétique.

1.2 Les différents questionnaires

Plusieurs questionnaires, à visée audioprothétique, ont été validés :

- **L'APHAB** (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit), (Cox and Alexander, 1995).
  L'APHAB est un questionnaire d'auto-évaluation comportant 24 questions réparties en quatre sous-échelles : facilité de communication, bruit de fond, réverbération et bruits indésirables. Réalisé par deux fois, avant et après appareillage, il permet de fournir une analyse de l'évolution des difficultés ressenties par le patient dans différentes situations de la vie quotidienne.
- Le **COSI** (Client Oriented Scale of Improvement) (Dillon et al., 1997)
  Le COSI est un questionnaire ouvert dans lequel le patient va fixer 5 objectifs parmi 16 pour définir ses besoins prioritaires d'amélioration de son audition.
- Le **GHABP** (Glasgow Hearing Aid Benefit Profile) (Gatehouse, 1999)
  Le GHABP est l'un des questionnaires les plus connus et utilisés en audioprothèse. Il a été conçu pour évaluer l'amélioration de l'audibilité pour les adultes dans 4 situations de la vie quotidienne (regarder la télévision avec un volume sonore réglé pour autrui, suivre une conversation dans le calme, suivre une conversation dans une rue passante, suivre une conversation à plusieurs dans un groupe). Il permet d'évaluer le handicap ressenti par les patients et le bénéfice apporté par la prothèse. Sur chacune des situations le patient devra répondre à 6 questions (ex : « Quel degré de difficulté éprouvez-vous dans cette situation ? » ou « dans cette situation, combien de temps portez-vous votre appareil auditif ? ») en répondant avec une échelle allant de 0 « aucun objet » à 5 qui peut être « insurmontable » ou « tout le temps ».
- **L'IOI-HA** (International Outcome Inventory-Hearing Aid), (Cox and Alexander, 2002)
  L'IOI-HA ou IIPBA (Inventaire International Portant sur les Bénéfices des Aides Auditives) est un test court de 7 questions qui porte sur le bénéfice ressenti par le patient à porter ses appareils auditifs.

Le patient a alors 5 possibilités de réponses sur chaque question pouvant être « aucunement » ou « légèrement ennuyé ».

- Le **SADL** (Satisfaction with Amplification in Daily Life), (Cox and Alexander, 1999).
  Le SADL a été développé pour quantifier la satisfaction procurée par le port des aides auditives dans la vie quotidienne. C'est un questionnaire traduit dans plusieurs langues : Chinois (Fang et al., 2013) / Danois / Allemand (Meister et al., 2012) / Italien / Portugais (Portugal) (Roque dos Reis et al., 2017) / Portugais (Brésil) (Mondelli et al., 2011)/ Espagnol / Suédois dont les traductions sont toutes disponibles sur le site du laboratoire à l'origine de la version originale du SADL: (http://www.harlmemphis.org/index.php/clinical-applications/sadl/). Cependant, comme l'avaient déjà remarqué Dejan et Lurquin (2015), aucune traduction en français n'était encore disponible à ce jour.
  Constitué de 15 questions, le SADL a été créé dans le but de fournir non seulement un indice de satisfaction global, mais également un profil pouvant être utilisé pour identifier les zones à problèmes (Cox & Alexander, 2001). Ses scores sont influencés par l'âge du patient, le nombre d'années d'expérience avec les appareils auditifs, le nombre d'heures portées et le reste à charge du patient (Hosford-Dunn and Halpern, 2001). Selon le tableau de Dejan et Lurquin (2015) (tableau 1) sur les questionnaires validés, seulement trois intègrent la satisfaction du patient.

Bien que non conçus spécifiquement pour évaluer la satisfaction du patient vis-à-vis de son appareillage, d'autres questionnaires peuvent très utilement renseigner l'audioprothésiste sur le ressenti de son patient dans les situations de la vie quotidienne, comme le SSQ (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale de Gatehouse and Noble, (2004), validé en Français (Moulin et al., 2015; Moulin and Richard, 2016) et dont il existe maintenant une version abrégée en 15 questions (Moulin et al., 2018) respectant les 3 sous-échelles du questionnaire original.

Noms abrégés	Incapacité	Handicap	Qualité de vie	Satisfaction	Nombre de questions
APHAB	XXX				2x24 (sans et avec appareils)
COSI	XX				16
GHABP	XX	X		X	24
IOI-HA	X	X	X	X	7
SADL	X			XX	15 + 4

Tableau 1 : Classification des différents questionnaires utilisés en audioprothèse selon les dimensions étudiées (Incapacité, handicap, Qualité de vie et Satisfaction). Les questionnaires sur fond vert sont à réponses ouvertes, alors que les questionnaires sur fond jaune sont à réponses fermées. Le nombre d'items est également mentionné pour chaque questionnaire. Tableau adapté d'après (Dejean et Lurquin, 2015).

1.3 Réforme 100% santé

Avec le souhait d'améliorer les soins pour les malentendants, en 2019, une réforme majeure concernant la profession d'audioprothésiste a été planifiée : le 100% santé. De nombreuses règles apparaissent alors et vont grandement modifier nos anciennes méthodes, pour n'en citer qu'une en lien avec notre étude : « Des essais de 30 jours minimum avec des questionnaires à chaque étape. » L'essai sans obligation d'achat doit durer 30 jours et il sera demandé au patient, à chaque étape, de remplir un questionnaire. Ces questionnaires sont destinés à contrôler le « suivi de qualité » par la sécurité sociale. Cette réforme et les demandes associées s'inscrivent dans une démarche de validation des résultats. Les professionnels doivent être capable, de démontrer, à la fois aux utilisateurs et aux pouvoirs publics, que l'appareillage et le service associé ont un impact positif sur la qualité de vie des patients, justifiant ainsi sa meilleure prise en charge.

Les questionnaires disponibles en français sont limités par rapport aux demandes de validation, car soit :
- Trop longs à administrer (type APHAB).
- Trop peu représentatifs des difficultés ressenties.
- Ou alors non validés sur le plan scientifique international.

Le questionnaire Satisfaction with Amplification in Daily Life (SADL), mentionné dans le tableau de Dejean & Lurquin (2015), peut répondre à une démarche d'évaluation de la satisfaction du patient. Le but de ce travail a donc été d'apporter une version française du SADL, conçue selon les règles scientifiques internationales de traduction et d'adaptation culturelle de questionnaires de santé (Beaton et al., 2000; Hall et al., 2018). Ce premier article traite ainsi de toutes les étapes de traduction et d'adaptation culturelle du SADL afin d'obtenir une version française applicable aux patients des cabinets d'audioprothèse français. Un article compagnon (Ferschneider et al., 2019b) traitera de l'équivalence des propriétés psychométriques de la version Française du SADL avec la littérature internationale.

2 Matériel et méthode

2.1 Procédure de traduction utilisée

Le terme « adaptation interculturelle » est utilisé pour englober un processus qui examine à la fois les problèmes d'adaptation linguistique (traduction) et culturelle dans le processus de préparation d'un questionnaire à utiliser dans un autre contexte.
La traduction d'un questionnaire doit donc se faire suivant plusieurs étapes afin de parvenir à l'équivalence entre les versions source et cible. Après accord avec le laboratoire HARL (« Hearing Aid Research Lab ») de l'université de Memphis (USA) à l'origine de la version initiale du SADL (Cox and Alexander, 1999), nous avons procédé en accord avec les procédures internationales en vigueur (Beaton et al., 2000; Epstein et al., 2015; Guillemin et al., 1993) selon le schéma décrit en figure 1.

2.1.1 Le comité de traduction

Quatre traductions ont été effectuées indépendamment, puis proposées lors d'une première réunion d'un comité de traduction, composé de deux professionnels de l'audioprothèse, d'une traductrice bilingue habituée à ce type de procédure et de l'auteure de ce travail. Ceci a permis de mettre en commun les idées, la forme et le choix d'une première version française. Nous avons donc convenu de la traduction du titre, de la consigne et de chaque question, ainsi que la police, la taille des caractères et la mise en forme générale. Il fallait que celle-ci soit le plus lisible possible pour être comprise facilement, le but étant que ce questionnaire puisse être complété en totale autonomie par la patientèle des cabinets d'audioprothèse.

Il a été ainsi décidé de proposer deux échelles, une alphabétique de A à G comme dans la version américaine originale, et une numérique de 1 à 7 car il est culturellement plus facile, pour les Français, de se repérer sur une échelle numérique, comparable à une échelle de la douleur ou à un potentiomètre. L'échelle a également été modifiée sous forme d'une réglette graduée (figure 2).

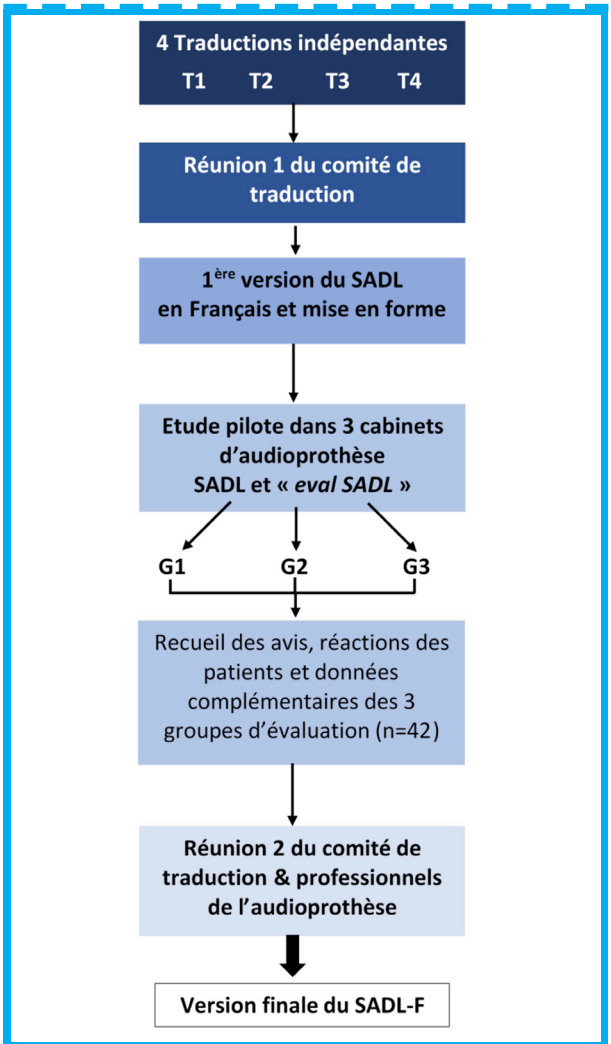


Figure 1 : Etapes de la procédure de traduction et d'adaptation culturelle du SADL pour la création du SADL-F. G1,G2,G3 désignent les 3 groupes de patients de l'étude pilote et l' « eval SADL » représente le questionnaire d'évaluation du SADL auprès de ces patients.

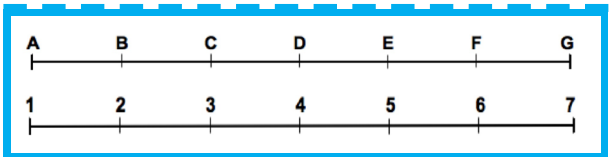


Figure 2 : Les deux échelles visuelles analogiques (alphabétique et numérique) testées lors de l'étude pilote. Seule, l'échelle numérique a été adoptée pour la version finale du SADL-F.

Par ailleurs, attribuer un sens à chaque lettre ou chiffre, avec des mots clés spécifiques comme dans la version américaine originale, semblait compliqué pour les patients, d'autant plus qu'il fallait retenir la signification pour chaque question, et donc faire appel d'une manière importante à la mémoire de travail des patients. Nous avons donc choisi de donner uniquement trois sens, l'échelle de mesure étant impaire, indiqués à chaque fois sous la question correspondante :

- **A ou 1** = Non, pas du tout
- **D ou 4** = Moyennement
- **G ou 7** = Oui, tout à fait/totalement/parfaitement/extrêmement

Après les 15 questions, le SADL dispose d'un tableau intitulé « Data logging » dans la version originale américaine, avec des questions à choix multiple, destinées à chiffrer le temps de port des appareils, la durée d'appareillage, et la gêne auditive ressentie sans appareil. Ce tableau a également été traduit et adapté sans changement majeur pour cette première version. En revanche, un dernier tableau destiné à être rempli par l'audioprothésiste («For Audiologists Use Only ») n'a pas été traduit car peu pertinent et apparaissant quelque peu obsolète (car établi dans les années 1990). De plus, ces tableaux n'entrent pas en compte dans l'établissement des scores du SADL.

2.1.2. Questionnaire d'évaluation du SADL par les patients

Afin de recueillir le ressenti des patients sur cette première version française du SADL, en particulier pour évaluer le temps de remplissage, les difficultés des questions, nous avons établi un questionnaire d'évaluation du SADL (appelé ici « Eval SADL »). Ce questionnaire est présenté sous forme d'un tableau avec, à gauche, 7 questions, et à droite, une échelle numérique de réponse présentée juste en face de la question posée.

- Le premier item est destiné à évaluer la préférence du patient pour l'échelle alphabétique (de A à G) ou numérique (de 1 à 7) du SADL, avec une échelle allant de -5 (échelle alphabétique) à +5 (échelle numérique) en passant par 0 pour une absence de préférence. Pour des commodités de présentation graphique, ce score est translaté sur une échelle de 0 à 10 (10 étant la préférence absolue pour l'échelle numérique, 5 étant l'indifférence et 0 l'échelle alphabétique).
- Les 6 autres items (numérotés 2 à 7) sont présentés avec une échelle graduée de 0 à 10 et évaluent :
- [Question 2] La facilité à répondre aux questions (0 = Très difficiles, 1 = Très faciles).
- [Question 3] La qualité de la présentation générale (0 = Très gênante, 10 = Très facilitatrice).
- [Question 4] La durée perçue de remplissage du questionnaire (0 = Beaucoup trop long, 10= Très court).
- [Question 5] La pertinence des questions (0 = Très artificielles, 10 = Très proches du quotidien).
- [Question 6] L'effort de réflexion nécessité par la réponse aux questions (0 = Effort intense,10 = Pas d'effort).
- [Question 7] L'hésitation ressentie par le patient pour répondre au SADL (0 = Beaucoup hésité, 10 = Réponses évidentes).

Ainsi, une moyenne de ces 6 items permet d'obtenir un score global de 0 à 10, avec une note de 0 pour un avis très défavorable (questionnaire perçu comme extrêmement difficile à comprendre, long, peu pertinent) et 10 pour un avis très favorable (questionnaire perçu comme court, parfaitement clair et facile à comprendre).

2.2. Étude pilote de validation et protocole.

Afin d'avoir une variété d'avis de patients et d'audioprothésistes sur la version française, nous avons fait appel à trois laboratoires d'audioprothèse indépendants. Ceux-ci ont proposé à une quinzaine de patients (par laboratoire) de compléter le SADL afin de noter leurs réactions et avis. Toutes les données ont été recueillies anonymement et avec l'accord des patients, sur 42 patients au total. Ce type d'approche (groupes de discussion ou « focus group » d'après les guidelines) avait pour but :

- D'affiner la traduction grâce aux retours patients.
- D'identifier les mots et expressions susceptibles de poser problème, ou de faire hésiter les patients.

- De décider de la présentation finale (présentation du questionnaire, lisibilité du texte, type d'échelle en alphabétique ou numérique).
- D'avoir les opinions générales des patients sur le SADL français.

Pour cela, nous avons appliqué le protocole suivant :

- Proposer un questionnaire SADL au patient et un questionnaire « Eval SADL » à remplir par la suite.
- Répartir équitablement le nombre de questionnaires SADL donnés en version « ABCDEFG » et « 1234567 ».
- Pour l'audioprothésiste : prendre des notes à part de chaque remarque, question, interrogation du patient, noter les hésitations, s'il coche ou entoure, noter les mots des énoncés qui ont posé problème, noter les demandes de précision, les réflexions du patient, noter si la langue maternelle du patient est non française (pour les patients demandant beaucoup d'explications).
- Noter l'heure de début et de fin du remplissage pour obtenir une estimation de la durée maximale.
- Montrer au patient un SADL avec l'échelle différente de ce qu'il a rempli (alphabétique s'il a répondu à un numérique et inversement), afin qu'il puisse donner une opinion informée sur son éventuelle préférence vis-à-vis de l'échelle alphabétique ou numérique pour le SADL, opinion qu'il peut inscrire sur le premier item du questionnaire qui évalue le SADL.
- Le patient est ensuite invité à remplir les 6 items restants d'évaluation du SADL (Eval SADL).

2.3 Calcul des scores du SADL

Pour le SADL, chaque question possède un score de 1 à 7. Attention, certaines questions sont des items inversés (2, 7, 4 et 13), il faut donc inverser les réponses dans le report de données, c'est-à-dire que la valeur 1 vaudra 7 et inversement, pour ces 4 items. Les résultats du questionnaire sont répartis suivant plusieurs sous échelles :

- Effet positif pour les questions 1, 3, 5, 6, 9 et 10
- Service et coût pour les questions 12, 14 et 15
- Caractéristiques négatives pour les questions 2, 7 et 11
- Image personnelle pour les questions 4, 8 et 13

Pour chaque patient, les moyennes des questions sont effectuées pour chaque sous-échelle, et un score global (moyenne des 15 questions) est également calculé et est d'autant plus élevé (sur 7) que la satisfaction du patient est grande.

3 Résultats

3.1. Population

La première version du SADL a été complétée par 42 patients, 29 femmes (69%) et 13 hommes (31%), d'âge moyen égal à 78,9 ans (± 13), de différentes classes sociales et portant différents types d'appareils auditifs conventionnels (BTE, RITE, CIC). La perte auditive moyenne est de 51 dB HL (± 14).

3.2. Résultats du questionnaire d'évaluation du SADL

Le remplissage du questionnaire d'évaluation du SADL (« eval SADL») a été très facilement effectué par les patients, sans aucune réponse manquante. Plusieurs conclusions ont pu être établies dont deux évidentes :

- L'échelle numérique « 1234567 » du SADL a fait l'unanimité.
- Le SADL est perçu comme relativement court et facile à répondre.

La figure 3 résume les moyennes et les déviations standards des scores au questionnaire « Eval SADL » ainsi que le Score Global. Pour la question 1, 64% des patients ne rapportent aucune préférence vers l'échelle alphabétique ou numérique. En revanche, les 36% restant montrent une préférence nette pour l'échelle numérique.

Les 6 autres items sont très favorables au SADL, avec un score global moyen à 7,8 ± 1,3, (médiane à 7,7). Un seul patient donne un score inférieur à 5/10 (4,3) et 90% des patients donnent un score global supérieur à 6,2/10.

L'item avec le score le plus faible et le plus variable (mais un score toutefois nettement supérieur à 5 : 6,9 ± 2,9, donc toujours favorable au SADL) est celui considérant le ressenti des patients vis-à-vis de la pertinence des questions du SADL.

Le temps de remplissage du questionnaire a été chronométré pour 38 patients, avec une moyenne de 8 minutes et 27 secondes (médiane à 7 minutes et 8 secondes), un minimum à 4 minutes et 33 secondes et un maximum à 21 minutes. Plus des trois quarts des patients ont eu un temps de remplissage inférieur à 10 minutes.

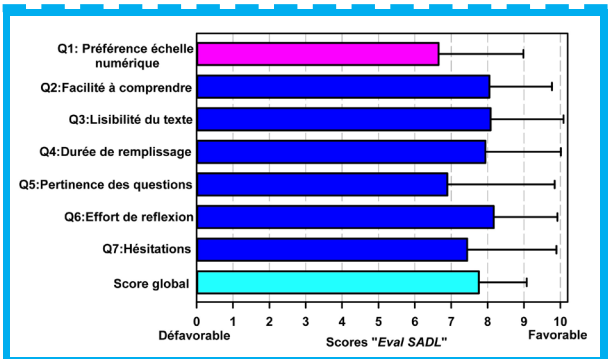


Figure 3 : Scores moyens (+/- DS) sur 10 (avec 10 comme le plus favorable possible), pour chacune des questions du questionnaire d'évaluation du SADL (« Eval SADL »), obtenus chez 42 patients. Le premier item (préférence de l'échelle numérique) n'est pas compté dans le score global (cyan), qui est calculé comme la moyenne des 6 items suivants (visualisés en bleu foncé).

3.3 Résultats du questionnaire SADL

3. 3. 1. Résultats par items

Le pourcentage de réponses manquantes dans cette première version du SADL-F est très faible : moins de 2,4% de non réponses, et celles-ci principalement sur l'item n°11 (problèmes téléphoniques) du SADL. C'était d'ailleurs déjà cet item qui était identifié comme difficile par les auteurs du SADL (Cox and Alexander, 1999).

La distribution des valeurs obtenues pour chaque question est présentée figure 4, sous forme de boites à moustaches. Pour rappel, la boite réunit 50% de toutes les valeurs obtenues (entre les 25ème et 75ème percentiles). Les moustaches montrent les 10ème et 90èmes percentiles. Nous pouvons constater un effet plafond sur la plupart des questions, avec des scores proches de 7. A noter que l'item 12 est plafonné à un score de 7 sur 7 ce qui montre un taux de réponses 100% favorables, ce qui peut être expliqué par le type de protocole utilisé : en effet, s'agissant d'un groupe de discussion destiné à recueillir le ressenti du patient vis-à-vis du SADL-F, le remplissage s'est effectué en présence de et accompagné par l'audioprothésiste : il semble donc que les patients n'aient pas osé répondre autre chose que 7 à la question : « À votre avis, l'audioprothésiste qui vous a adapté votre/vos appareil(s) auditif(s) était-il/(elle) compétent(e) ? ».

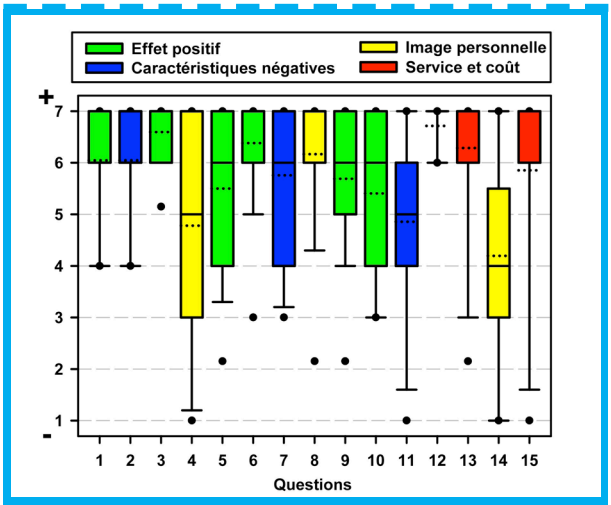


Figure 4 : Scores du SADL-F, représentés sous forme de boite à moustache pour chacune des 15 questions, de 1 à 7, 7 représentant le plus de satisfaction, pour une population de 42 patients. La boite représente 50% des valeurs (entre le 25ème et le 75ème percentile, les moustaches représentent les 10ème et 90ème percentiles, et les symboles montrent les 5ème et 95ème percentiles. La médiane est représentée en trait plein et la moyenne en pointillés. La couleur des boîtes reflète l'appartenance des items à chacune des 4 sous-échelles (Effet positif, caractéristiques négatives, image personnelle, service et coût).

3. 3. 2. Résultats par sous-échelles et corrélations internes

Les résultats par sous-échelles et le score global sont présentés figure 5, sous forme de boites à moustache. Nous pouvons également constater une très bonne satisfaction générale puisque les valeurs médianes ne descendent pas en dessous d'un score de 4,5 sur 7. (Effet positif 5,9 ± 0,2, Service et coût 5,6 ± 0,7, Caractéristiques négatives 4,7 ± 0,4 et Image personnelle 5,7 ± 0,5). Nous pouvons également noter la moyenne très encourageante du Score Global (moyenne : 5,6 (sur 7) ± 0,5, soit 80%) qui montre que les patients sont généralement satisfaits.

Nous avons vérifié la cohérence interne de notre traduction avec le coefficient alpha de Cronbach. Il s'agit d'une statistique utilisée notamment en psychométrie pour mesurer la cohérence interne (ou la fiabilité) des questions posées lors d'un test. Les réponses aux questions portant sur le même sujet doivent être corrélées. Une valeur de ce test proche de 1 indique une bonne cohérence interne. Pour cette première version du SADL-F, le coefficient alpha est de 0,75. Sachant qu'un coefficient supérieur à 0,7 est jugé satisfaisant, nous pouvons affirmer que toutes nos questions portent sur le même sujet.

3. 3. 3. Comparaison avec des données internationales

Nous avons également voulu confronter notre traduction avec les données portugaises (Roque dos Reis et al., 2017) pour vérifier si une corrélation est bien présente entre les questions sachant que la version portugaise a été validée et est à ce jour utilisée. Les profils des deux versions sont similaires (figure 6), comme le montrent les moyennes et déviations standard des réponses pour chacun des 15 items du SADL français et portugais. Seul un item marque une différence en s'écartant de la courbe de tendance entre les versions françaises et portugaises : l'item 7, et à un moindre degré, les items 4 et 14 :

- Item 7, « Êtes-vous gêné(e) par l'impossibilité d'obtenir un volume suffisant avec vos appareils auditifs ? », sous échelle « Caractéristiques négatives » (5,8 ± 1,7).

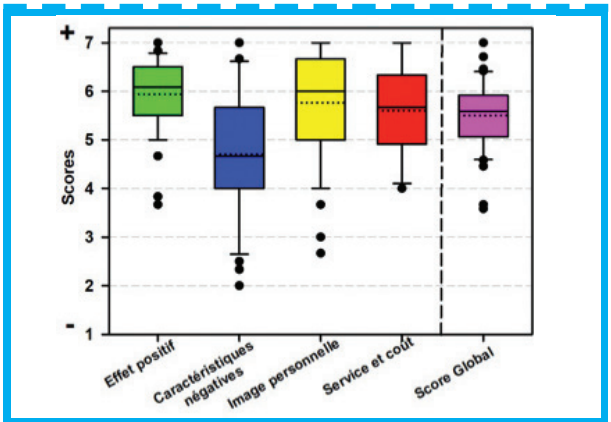


Figure 5 : Scores du SADL-F, représentés sous forme de boite à moustache pour chacune des 4 sous-échelles (Effet positif : vert ; Caractéristiques négatives : bleu, Image personnelle : Jaune, Service et coût : rouge) et pour le score Global (violet). Les scores vont de 1 à 7, 7 représentant le plus de satisfaction, pour une population de 42 patients. La boite représente 50% des valeurs (entre le 25ème et le 75ème percentile, les moustaches représentent les 10ème et 90ème percentiles, et les symboles montrent les données extrêmes. La médiane est représentée en traits pleins et la moyenne en pointillés.

- Item 4, « Pensez-vous que votre entourage remarque davantage votre perte auditive depuis que vous portez vos appareils auditifs ? », sous-échelle « Image personnelle » (4,8 ± 2,2).
- Item 14, « Le montant de ce qui reste à votre charge lors de l'achat de vos appareils auditifs vous semble-t-il raisonnable ? », sous -échelle « Service et coût » (4,2 ± 2,0).

Bien que les 2 versions aient été testées sur des population différentes, et donc aux caractéristiques différentes, la corrélation entre le profil obtenu sur les 15 questions du SADL portugais et les 15 questions du SADL français est excellente, qu'il s'agisse des moyennes ($r = 0.83$, $p < 0.001$) ou des déviations standards ($r = 0.78$, $p < 0.001$).

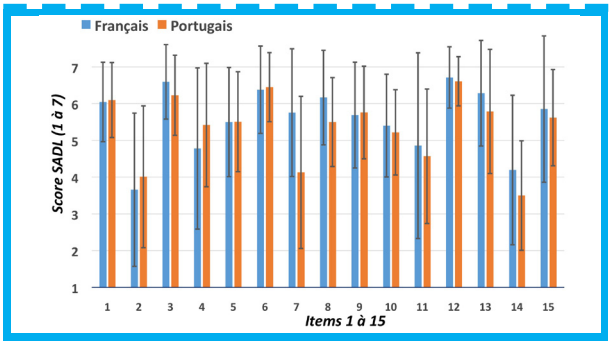


Figure 6 : Comparaison des scores moyens (+/- DS) obtenus pour chaque question du SADL français en bleu (n=42) et du SADL Portugais en rouge (n=147) (données issues des travaux de Roque dos Reis et al. (2017)).

4 La version finalisée du SADL français

Les avantages du SADL ne sont pas négligeables dans son éventuelle utilisation comme questionnaire de satisfaction pour la réforme 100% Santé. En effet, il est perçu comme compréhensible, court et pertinent par les patients et plus des ¾ des patients l'ont rempli en 10 minutes au plus. Les discussions avec les patients nous ont amenés à plusieurs modifications de la version française initiale, modifications qui restent toutefois mineures :

- La suppression du « sans sifflement » dans la question 7 qui n'est plus d'actualité et qui a causé des hésitations à quelques patients. En effet, les anti - larsen d'aujourd'hui sont très efficaces pour palier à ce problème. Nous remarquons d'ailleurs que c'est cette question qui pose le plus de problème en s'éloignant le plus de la courbe de tendance et qui est donc moins pertinente, ce qui se retrouve également pour les données portugaises.
- La mise au pluriel de l'intégralité du questionnaire pour plus de visibilité (remarque des patients) et rajout, dans la consigne, de l'application aussi aux patients appareillés en monaural.
- Pour la question 13, nous sommes revenus sur la traduction « moins capable » pour ne pas mettre « plus handicapé » qui nous paraissait trop stigmatisant.
- Dans le tableau du « Data Logging », pour la question de la gêne auditive en l'absence d'appareils auditifs (Q4), nous avons rajouté une case *Moyenne*, à la demande nombreux patients et découpage plus précis des temps de port.
- Le choix d'enlever l'association du milieu de l'échelle (chiffre 4) à « Moyennement ».

Le groupe de discussion sur le SADL était principalement destiné à recueillir les avis des patients sur le questionnaire et d'identifier les hésitations vis-à-vis de certains termes et expressions, et ne permet pas une étude psychométrique de validation (qui est présentée dans un article associé). Néanmoins, les données montrent des profils français et portugais similaires : les questions avec un haut score sont les mêmes dans les deux versions et les questions montrant la plus grande variabilité sont les mêmes également, ce qui nous conforte dans la pertinence de notre traduction/adaptation. La significativité de ces résultats est renforcée par le fait que plus de la moitié des patients (69%) avaient entre 1 et 10 ans d'expérience globale dans l'appareillage. Enfin, la brièveté du questionnaire (10 minutes pour ¾ des patients), les avis très favorables des patients sur la facilité de remplissage du SADL, la pertinence de ses questions, avec un score global de plus de 7,8/10, sont très encourageants vis-à-vis de l'intérêt de ce questionnaire et son applicabilité en cabinet d'audioprothèse en France.

5 Conclusion

Le résultat final est donc une version française du SADL : SADL-F, traduite et validée d'après les méthodologies internationales en matière de traduction et d'adaptation culturelle de questionnaires. Cette adaptation du questionnaire SADL « Satisfaction with Amplification in Daily Life », validée dans sa version originale en 2001 (Cox and Alexander, 2001) devrait être considérée comme un bon outil d'évaluation du niveau de la satisfaction des utilisateurs d'audioprothèses français. Le texte des consignes et questions du SADL-F est présenté dans le tableau 2 et la version finalisée du SADL-F est disponible en pdf à l'adresse suivante https://mycore.core-cloud.net/index.php/s/cn623blgBYCSqvB, ou sur demande à annie.moulin@cnrs.fr.

Ce travail sur l'adaptation linguistique et culturelle du SADL a fait l'objet d'une communication affichée et récompensée au Congrès National d'Audioprothèse (Mars 2019, Paris) (Hochart et al., 2019) et d'une communication orale acceptée au Congrès Européen des Sociétés d'Audiologie (EFAS: European Federation of Audiology Societies) en Mai 2019 à Lisbonne (Ferschneider et al., 2019a). Les propriétés psychométriques de cette version ont pu être établies grâce à une étude sur une plus large population dans un second article (Ferschneider et al., 2019b).

6 Bibliographie

Amieva, H., Ouvrard, C., Meillon, C., Rullier, L., Dartigues, J.-F., 2018. Death, Depression, Disability, and Dementia Associated With Self-reported Hearing Problems: A 25-Year Study. The Journal of Gerontology: Series A. https://doi.org/10.1093/gerona/glx250

Beaton, D.E., Bombardier, C., Guillemin, F., Ferraz, M.B., 2000. Guidelines for the Process of Cross-Cultural Adaptation of Self-Report Measures: Spine 25, 3186–3191. https://doi.org/10.1097/00007632-200012150-00014

Cox, R.M., Alexander, G.C., 2002. The International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA): psychometric properties of the English version. Int J Audiol 41, 30–35.

Cox, R.M., Alexander, G.C., 2001. Validation of the SADL questionnaire. Ear Hear 22, 151–160.

Cox, R.M., Alexander, G.C., 1999. Measuring Satisfaction with Amplification in Daily Life: the SADL scale. Ear Hear 20, 306–320.

Cox, R.M., Alexander, G.C., 1995. The Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit. Ear Hear 16, 176–186. https://doi.org/10.1097/00003446-199504000-00005

Dejean, F., Lurquin, P., 2015. Les Questionnaires : quand le ressenti et les émotions se mêlent aux mesures objectives... Cahiers de l'Audition 28, 41–44.

Dillon, H., Jamest, A., Ginis, J., 1997. Client Oriented Scale of Improvement (COSI) and Its Relationship to Several Other Measures of Benefit and Satisfaction Provided by Hearing Aids J Am Acad Audiol 8, 27-43.

Epstein, J., Santo, R.M., Guillemin, F., 2015. A review of guidelines for cross-cultural adaptation of questionnaires could not bring out a consensus. J Clin Epidemiol 68, 435–441. https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2014.11.021

Fang, T.-Y., Chang, H.-J., Wan, T.-K., Wang, P.-C., Chen, Y.-H., 2013. Validation of the Chinese version "satisfaction with amplification in daily life (SADL)" survey for hearing-aid users. Int J Audiol 52, 478–484. https://doi.org/10.3109/14992027.2013.773406

Ferschneider, M., Hochart, Al., Cazals, B., Henriot, N., Moulin, A., 2019a. Towards a French language version of the Satisfaction with Amplification in Daily Life questionnaire (SADL). Oral communication at the 14th congress of the European Federation of Audiological Societies, 22-25 may 2019, Lisbon (Portugal). Abstract ID: 03964 published in J Hearing Science, 2019; 9(1) Supplement: 72.

Ferschneider, M., Cazals, B., Henriot, N., Gallego, S., Moulin, A. 2019b. Validation de la version Française du questionnaire de Satisfaction SADL (Satisfaction with amplification in Daily Life) Les cahiers de l'audition.

Gatehouse, S., 1999. A self-report outcome measure for the evaluation of hearing aid fittings and services. Health Bull (Edinb) 57, 424–436.

Gatehouse, S., Noble, W., 2004. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). Int J Audiol 43, 85–99. https://doi.org/10.1080/14992020400050014

Guillemin, F., Bombardier, C., Beaton, D., 1993. Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: literature review and proposed guidelines. J Clin Epidemiol 46, 1417–1432.

Hall, D.A., Zaragoza Domingo, S., Hamdache, L.Z., Manchaiah, V., Thammaiah, S., Evans, C., Wong, L.L.N., On behalf of the International Collegium of Rehabilitative Audiology and TINnitus Research NETwork, 2018. A good practice guide for translating and adapting hearing-related questionnaires for different languages and cultures. Int J Audiol 57, 161–175. https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1393565

HARL Memphis : SADL questionnaire [WWW Document], n.d. . Hearing Aid Research Lab. URL http://www.harlmemphis.org/index.php/clinical-applications/sadl/ (accessed 6.13.19).

Hochart, A., Ferschneider, M., Henriot, N., Valla, L., Moulin, A., 2019. Traduction et Adaptation culturelle du SADL (Satisfaction with amplification in daily life) en Français. Communication affichée au 41ème Congrès national des audioprothèsistes, Palais des congrès, Paris. in: Actes Du Congrès National d'audioprothèse, 2019. Prix du poster scientifique.

Hosford-Dunn, H., Halpern, J., 2001. Clinical application of the SADL scale in private practice II: predictive validity of fitting variables. Satisfaction with Amplification in Daily Life. J Am Acad Audiol 12, 15–36.

Meister, H., Grugel, L., Meis, M., Kiessling, J., 2012. Use of self-assessment inventories in hearing-aid provision: German versions of ECHO and SADL. Int J Audiol 51, 135–142. https://doi.org/10.3109/14992027.2011.605804

Mondelli, M.F.C.G., Magalhães, F.F., Lauris, J.R.P., 2011. Cultural adaptation of the SADL (satisfaction with amplification in daily life) questionaire for Brazilian portuguese. Brazilian Journal of Otorhinolaryngology 77, 563–572. https://doi.org/10.1590/S1808-86942011000500005

Moulin, A., Pauzie, A., Richard, C., 2015. Validation of a French translation of the speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ) and comparison with other language versions. Int J Audiol 54, 889–898. https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1054040

Moulin, A., Richard, C., 2016. Sources of variability of speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ) scores in normal-hearing and hearing-impaired populations. Int J Audiol 55, 101–109. https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1104734

Moulin, A., Vergne, J., Gallego, S., Micheyl, C., 2018. A New Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale Short-Form: Factor, Cluster, and Comparative Analyses; Ear Hear, Nov 19. doi: 10.1097/AUD.0000000000000675.

Roque dos Reis, L., Donato, M., Sousa, R., Escada, P.A., 2017. Tradução, Adaptação Cultural e Validação da Escala Satisfaction with Amplification in Daily Life para o Português de Portugal. Acta Médica Portuguesa 30, 115. https://doi.org/10.20344/amp.7794

Ruf, S., Egger, C., 2018. EuroTrak France 2018 [WWW Document]. www.ehmina.com. URL https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:qSqfPpc6qpcJ:https://www.ehima.com/wp-content/uploads/2018/07/EuroTrak_2018_FRANCE.pdf+&cd=1&hl=fr&ct=clnk&gl=fr&client=firefox-b-d (accessed 6.13.19).

Questionnaire de satisfaction concernant votre appareillage auditif (SADL-F)

CONSIGNES : Vous trouverez ci-dessous des questions relatives à vos appareils auditifs. Pour chaque question, veuillez entourer le chiffre qui vous semble le plus adapté à votre situation. Gardez à l'esprit que vos réponses doivent refléter votre ressenti sur vos appareils auditifs actuels ou ceux que vous avez porté récemment. Si vous n'avez qu'un seul appareil auditif, ce questionnaire s'applique également à votre situation.

	Numéros et textes des questions	Sous-échelle	Réponses 1	Réponses 7
1	Par rapport à l'absence totale d'aide auditive, vos appareils auditifs vous aident-ils à comprendre les personnes avec lesquelles vous parlez le plus souvent ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, totalement
2	Etes-vous contrarié(e) lorsque vos appareils auditifs captent des sons qui vous empêchent de comprendre ce que vous voulez entendre ?	Cn*	Non, pas du tout	Oui, extrêmement
3	Êtes-vous convaincu(e) que porter des appareils auditifs était nécessaire pour vous ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, totalement
4	Pensez-vous que votre entourage remarque davantage votre perte auditive depuis que vous portez vos appareils auditifs ?	Ip*	Non, pas du tout	Oui, totalement
5	Faites-vous moins répéter depuis que vous portez vos appareils auditifs ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, parfaitement
6	Pensez-vous que porter vos appareils auditifs en vaut la peine ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, totalement
7	Êtes-vous gêné(e) par l'impossibilité d'obtenir un volume suffisant avec vos appareils auditifs ?	Cn*	Non, pas du tout	Oui, extrêmement
8	Êtes-vous satisfait(e) de l'apparence de vos appareils auditifs ?	Ip	Non, pas du tout	Oui, totalement
9	Porter vos appareils auditifs améliore-t-il votre confiance en vous ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, totalement
10	Le son de vos appareils auditifs vous semble-il naturel ?	Ep	Non, pas du tout	Oui, parfaitement
11	Vos appareils auditifs vous aident-ils avec les téléphones sans amplificateurs ni haut-parleurs? (Si vous entendez bien au téléphone sans appareils auditifs, cochez ici [...])	Cn	Non, pas du tout	Oui, totalement
12	À votre avis, l'audioprothésiste qui vous a adapté vos appareils auditifs était-il/(elle) compétent(e) ?	Sc	Non, pas du tout	Oui, totalement
13	Pensez-vous que porter vos appareils auditifs vous fait paraître moins capable ?	Ip*	Non, pas du tout	Oui, totalement
14	Le montant de ce qui reste à votre charge lors de l'achat de vos appareils auditifs vous semble-t-il raisonnable ?	Sc	Non, pas du tout	Oui, totalement
15	Êtes-vous satisfait de la fiabilité de vos appareils auditifs (ont-ils eu besoin d'être réparés) ?	Sc	Non, pas du tout	Oui, totalement
Tableau		Expérience auditive	Réponses 1	Réponses 4
	Depuis combien de temps portez vous vos appareils auditifs actuels ? (1=Moins de 6 sem, 2=6 sem à 11 mois, 3=1 à 5 ans, 4=Plus de 5 ans)		Moins de 6 semaines	Plus de 5 ans
	Depuis combien de temps êtes-vous appareillé (en comptant tous les appareils auditifs que vous avez portés) ? (1=Moins de 6 sem, 2=6 sem à 11 mois, 3=1 à 10 ans, 4=Plus de 10 ans)		Moins de 6 semaines	Plus de 5 ans
	Combien d'heures par jour portez-vous vos appareils auditifs ? (1=Jamais, 2=Moins d'1h, 3=Entre 1 et 4h, 4=Entre 4 et 8h, 5=Entre 8 et 12h, 6=Plus de 12h)		Jamais	Plus de 12h/jour
	Quel est le niveau de votre gêne auditive, en l'absence d'appareils auditifs ? (1=Aucune, 2=Légère, 3=Importante, 4=Très importante)		Aucune	Très importante

* correspond aux items inversés Ep: Expérience personnelle Cn: Caractéristiques négatives Ip: Image personnelle Sc: Service et coût

Tableau 2 : Texte du SADL-F (Consignes et questions, échelle). Chaque couleur de question correspond à une sous échelle, Effet positif (Ep) :vert, Caractéristiques négatives (Cn) : bleu, Image personnelle (Ip) : Jaune, Service et coût (Sc) : rouge. * correspond aux items inversés. La version finalisée pdf du SADL-F est disponible à l'adresse https://mycore.core-cloud.net/index.php/s/cn623bIgBYCSqvB.

Un modèle de reconstruction tridimensionnelle de la cochlée au service de l'implantation cochléaire

Thomas DEMARCY[1,2], Isabelle PÉLISSON[1], Dan GNANSIA[1], Hervé DELINGETTE[2], Nicholas AYACHE[2], Charles RAFFAELLI[3], Clair VANDERSTEEN[4], Nicolas GUEVARA[4].

1 : Oticon Medical, Vallauris.
2 : Université Côte d'Azur, Inria, équipe Epione, Sophia Antipolis.
3 : Pôle Imagerie, Hôpital Pasteur, CHU de Nice, Université Côte d'Azur.
4 : Institut Universitaire de la Face et du Cou, CHU de Nice, Université Côte d'Azur.

1 Introduction

Le rôle de la cochlée est de convertir les sons transmis par le tympan et la chaîne des osselets en signaux électriques, et de les transmettre au nerf auditif. Petit organe creux de l'oreille interne, sa taille et sa topologie complexe ne permettent pas de la visualiser précisément en imagerie médicale et son anatomie a principalement été décrite par des techniques microscopiques (Rask-Andersen et al. 2006, Biedron et al. 2010). On sait depuis les travaux de Georg von Békésy que la cochlée organise la perception des sons en les décomposant selon leur fréquence : les sons les plus aigus du spectre auditif sont encodés à la base de la cochlée et les sons graves au niveau de l'apex selon le principe de la tonotopie cochléaire (Von Békésy 1956).

Le fonctionnement de la cochlée est altéré chez les personnes atteintes de surdité neurosensorielle sévère à profonde candidates à l'implantation cochléaire. Son principe consiste à équiper les patients d'un dispositif médical qui va suppléer la déficience de la cochlée en transformant l'information sonore acoustique en trains d'impulsions électriques transmis directement au nerf auditif. Cette technologie a révolutionné la réhabilitation des surdités de perception profonde. Elle est couramment utilisée en pratique clinique depuis le début des années 1990 et on estime le nombre d'implantés cochléaires à 600 000 dans le monde, avec environ 1700 nouveaux implants posés chaque année en France.

L'implant cochléaire est constitué d'une partie externe et d'une partie interne implantée (Figure 1). La partie externe est composée d'un processeur de son qui capte l'information sonore et la recode en signal numérique envoyé à une antenne. Maintenue au regard de la partie interne par un aimant, l'antenne transmet le signal à travers la peau au récepteur / stimulateur interne implanté derrière l'oreille, qui transfère l'information à un faisceau d'électrodes inséré dans la cochlée. Chaque électrode répartie le long de la cochlée correspond à une bande de fréquences, et stimule le nerf auditif pour restaurer la perception auditive.

La chirurgie d'implantation consiste à fixer le récepteur / stimulateur à la surface du crâne et à insérer le porte-électrodes dans la cochlée. Une voie d'abord est creusée dans l'os mastoïde pour accéder à la cavité tympanique, puis l'accès à la cochlée se fait soit par la fenêtre ronde soit par cochléostomie. Le porte-électrodes est alors inséré dans la cochlée qui est constituée de 3 canaux enroulés en spirale (rampe tympanique, rampe vestibulaire et canal cochléaire). L'insertion se fait dans la rampe tympanique pour assurer la proximité avec les neurones du ganglion spiral ciblés par la stimulation électrique et optimiser le bénéfice pour le patient.

L'opération est suivie d'une période de réhabilitation avec une amélioration progressive des performances auditives généralement stables après 6 à 12 mois (Lenarz 2017). Les implantés cochléaires récupèrent une bonne compréhension de la parole dans le silence. Ils présentent plus de difficultés dans les situations d'écoute difficiles qui nécessitent une bonne capacité de discrimination comme la compréhension de la parole dans le bruit ou la perception de la musique (Firszt et al. 2004, Gfeller et al. 2007). Chez les enfants nés sourds, l'implantation précoce permet de développer l'usage de la parole et des capacités de communication ouvrant des perspectives de scolarisation normale.

Les résultats fonctionnels présentent une grande variabilité interindividuelle, certains patients récupérant une perception de la parole proche de la normale quand d'autres présentent un taux de reconnaissance vocale faible, en particulier dans les environnements bruyants (Lenarz 2017). De nombreux facteurs prédictifs des performances audiologiques ont été décrits (Lazard et al. 2012, Blamey et al. 2013). Certains facteurs sont intrinsèques au patient comme l'âge au moment de l'implantation, l'étiologie et la durée de la privation auditive, l'utilisation de prothèses auditives avant l'implantation ou l'implication du patient dans la procédure de réhabilitation.

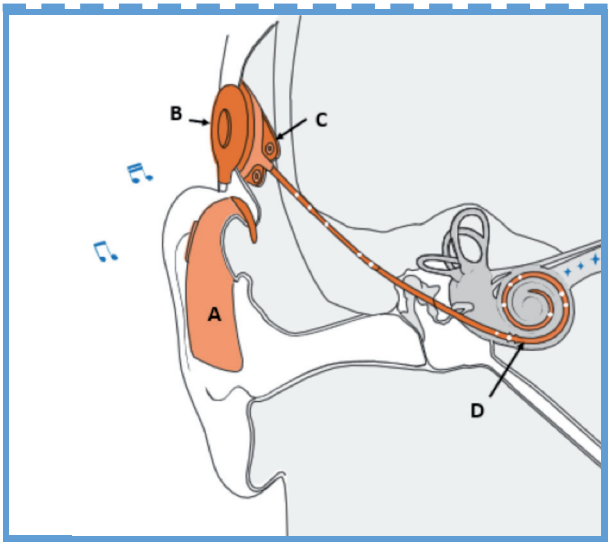


Figure 1. Vue d'ensemble de l'implant cochléaire. La partie externe est constituée d'un contour d'oreille (A) contenant un microphone et un processeur de son qui code l'information acoustique en signal numérique, relié à une antenne (B) qui transmet l'information à la partie implantée. Le récepteur interne implanté (C) distribue le signal électrique au faisceau d'électrodes (D) inséré dans la cochlée où il stimule le nerf auditif.

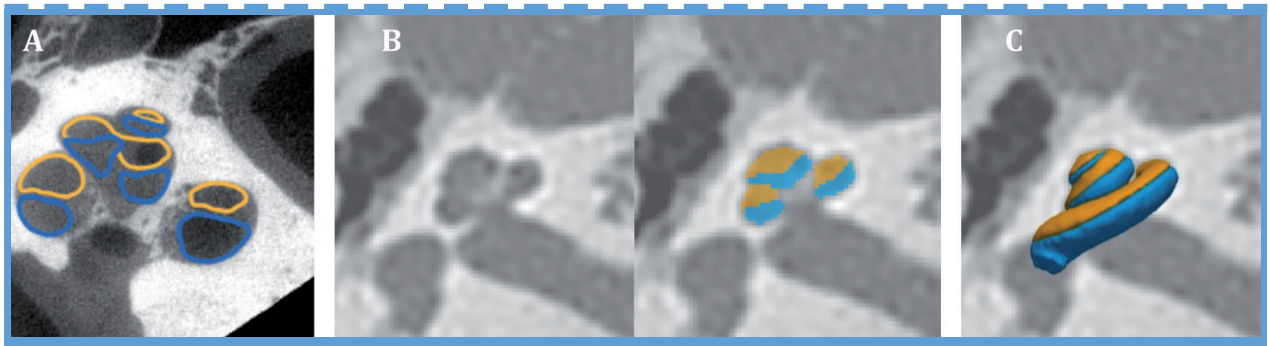


Figure 2. Modélisation de la cochlée en 3 dimensions. A : délimitation manuelle des structures cochléaires sur des images scanner de haute résolution sur pièces anatomiques (rampe tympanique bleue, rampe vestibulaire jaune). B : reconnaissance automatique des structures cochléaires par le modèle sur les images scanner conventionnelles. C : reconstruction de la cochlée en 3 dimensions.

D'autres critères sont liés à la procédure chirurgicale en elle-même : l'influence du site d'insertion et de la profondeur d'insertion sur le traumatisme cochléaire ont été documentés (Wanna et al. 2014). Une analyse rétrospective a évalué l'impact du positionnement des électrodes dans les structures cochléaires sur les performances audiologiques (O'Connell et al. 2016) : elle montre qu'une insertion dans la rampe tympanique sans translocation vers la rampe vestibulaire est associée à une meilleure perception de la parole et une meilleure préservation de l'audition résiduelle. Le design des nouveaux porte-électrodes et les techniques chirurgicales mini-invasives visent donc à limiter le traumatisme sur les structures cochléaires. La chirurgie va rechercher un compromis entre un geste atraumatique et une profondeur d'insertion permettant d'insérer un maximum d'électrodes. En effet, il est démontré que le traumatisme cochléaire augmente avec les insertions profondes (Adunka et al. 2006), pourtant les études récentes montrent que les performances de compréhension de la parole et la qualité du son augmentent avec le nombre d'électrodes insérées, même au-delà de 16 électrodes actives (Berg et al. 2019).

Aussi, différentes options sont envisagées pour optimiser le geste d'insertion qui est réalisé à l'aveugle, avec des informations limitées sur l'anatomie cochléaire du patient. Une première option consiste à développer des techniques de chirurgie robotisée garantissant un angle d'insertion optimal et une vitesse d'insertion à la fois lente et constante, limitant le traumatisme (Caversaccio et al. 2017, Torres et al. 2018). D'autres options consistent à développer des techniques d'imagerie permettant de révéler l'anatomie du patient pour guider le geste chirurgical (Labadie et al. 2014). En effet, l'imagerie scanner réalisée avant l'implantation ne permet pas d'avoir une représentation précise de la cochlée en raison de sa topologie complexe, de sa petite taille et de la résolution spatiale limitée du scanner. C'est pourquoi nous avons cherché à développer des méthodes de traitement de l'image avancées pour reconstruire la cochlée en 3 dimensions à partir des images de scanner conventionnelles générées en pratique clinique.

Ce travail a bénéficié de l'expertise complémentaire de trois équipes azuréennes : le centre d'implantation cochléaire de l'Institut Universitaire de la Face et du Cou de Nice (Dr. Nicolas Guevara), ainsi qu'Inria Sophia Antipolis et Oticon Medical qui ont codirigé le travail de thèse de Thomas Demarcy qui a développé le modèle. Le projet avait 2 objectifs principaux : apporter un soutien à la planification chirurgicale de l'implantation cochléaire, et évaluer la qualité de l'insertion en visualisant le placement des électrodes dans la cochlée pour fournir des informations utiles aux réglages de l'implant.

2 Méthode et résultats

Documentation de l'anatomie cochléaire

Les variations anatomiques individuelles de la cochlée ont précédemment été décrites par différentes techniques adaptées à l'analyse de pièces anatomiques ou de moulages (Erixon et al. 2009, Avci et al. 2014). Ces méthodes ne sont cependant pas adaptées à une analyse prospective systématique sur de grosses séries. Nous avons développé un modèle mathématique pour extraire de l'information des images de scanner conventionnelles sous exploitées afin de révéler l'anatomie cochléaire.

Le travail a consisté à définir des méthodes automatiques de traitement d'images adaptées à la forme en spirale de la cochlée, et à développer un nouveau modèle paramétrique de forme cochléaire (Demarcy et al. 2017). Brièvement, le modèle mathématique a été construit grâce à des images de scanner de haute résolution réalisées sur des pièces anatomiques, sur lesquelles un expert ORL a précisément délimité la rampe tympanique et la rampe vestibulaire (Figure 2A). Cette 1ère étape a permis de proposer une méthode de segmentation automatique des 2 rampes sur les images de scanner conventionnelles de basse résolution réalisées en pratique clinique (Figure 2B). La fiabilité de la méthode a été évaluée en comparant le résultat de la segmentation automatique à la segmentation manuelle réalisée sur les images de haute résolution.

Sur la base de cette méthode de segmentation, un modèle de forme cochléaire a été généré pour visualiser la structure tridimensionnelle de la cochlée avec ses compartiments internes (Figure 2C). Grâce à cet outil mathématique, des informations cliniquement pertinentes sont extraites de l'imagerie scanner sous exploitée. Il permet notamment d'individualiser les rampes tympanique et vestibulaire invisibles sur le scanner préopératoire, et donne accès à l'anatomie détaillée de la cochlée de chaque patient candidat à l'implantation cochléaire.

Le modèle a été appliqué à une base de données de 987 scanners de rocher : il a permis la caractérisation statistique de la variabilité anatomique cochléaire et la quantification de la symétrie bilatérale pour la première fois sur une large série de cas (Demarcy 2017). Cette meilleure connaissance de l'anatomie cochléaire est importante pour poursuivre l'amélioration du design d'électrodes d'implantation cochléaire atraumatiques.

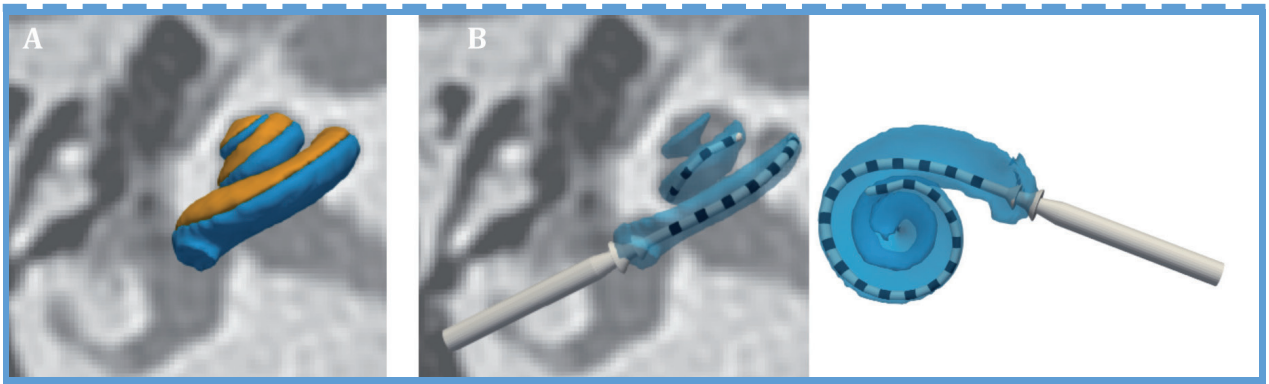


Figure 3. Visualisation post opératoire du placement des électrodes. A : modélisation préopératoire de la cochlée en 3 dimensions (rampe tympanique bleue, rampe vestibulaire jaune). B : visualisation postopératoire du placement des électrodes dans la rampe tympanique.

Aide à la planification chirurgicale

Le modèle permet en outre d'extraire des paramètres cliniquement pertinents spécifiques à la cochlée de chaque patient (volume, largeur, longueur, profil longitudinal...). La longueur du canal cochléaire est un paramètre critique pour l'intervention qui permet au chirurgien d'anticiper la profondeur d'insertion du faisceau d'électrodes. Différentes techniques, mises au point pour la plupart sur des pièces anatomiques, ont été décrites pour estimer ce paramètre de manière indirecte (pour revue Koch et al. 2017). Le modèle 3D donne directement accès à la longueur du canal cochléaire à partir des images de scanner réalisées avant l'intervention. Cette donnée permettra au chirurgien d'adapter sa stratégie d'insertion à l'anatomie du patient : en présence d'une cochlée peu profonde, il pourra par exemple choisir un faisceau d'électrodes plus court, ou opter pour une insertion partielle pour limiter le traumatisme et préserver l'audition résiduelle dans les basses fréquences.

La configuration spatiale de la cochlée dans le rocher permet également d'anticiper l'angle optimal d'insertion. Elle renseigne sur le positionnement et la forme de la spirale ascendante des rampes, et visualise les variations qui pourraient gêner la progression du porte-électrodes dans la cochlée. Ainsi, le chirurgien dispose d'une information préopératoire sur les potentielles difficultés liées à l'anatomie du patient, qui permettront d'adapter le geste opératoire et de limiter le traumatisme en cas de résistance à l'insertion.

Evaluation postopératoire

Grâce au modèle, le scanner post opératoire permet une évaluation qualitative précise de l'insertion. En effet, l'enroulement du faisceau d'électrodes dans la spirale cochléaire peut être visualisé ainsi que son positionnement dans la rampe tympanique (Figure 3). Le positionnement précis de chaque électrode est déterminé dans le système de coordonnées en 3 dimensions défini par le consensus international (Verbist et al. 2010). Pour chacune d'entre elle, la position par rapport au modiolus et à la membrane basilaire est mesurée, définissant ce que nous proposons d'appeler un porte-électrodogramme (Figure 4). L'accès à cette information spatiale détaillée a précédemment été décrite par des techniques histologiques sur pièces anatomiques (pour revue Hoskison et al. 2017). Avec le développement récent de techniques de modélisation 3D compatibles avec l'imagerie médicale, cette donnée est désormais disponible en post opératoire, et permet d'évaluer le traumatisme aux structures cochléaires lié à l'intervention (Zhao et al. 2018). Ainsi notre modèle détecte si les électrodes sont correctement positionnées dans la rampe tympanique ou si

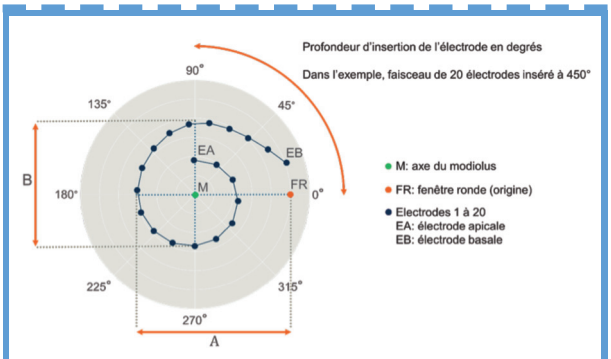


Figure 4. Porte-électrodogramme positionnant chaque électrode dans le système de coordonnées cochléaire en 3 dimensions. Exemples de paramètres mesurés : taille (A : plus grand diamètre de la fenêtre ronde au mur latéral, B : distance perpendiculaire) et profondeur d'insertion du faisceau d'électrodes.

certaines ont endommagé les structures cochléaires : il permet d'établir une classification automatique du traumatisme selon la nomenclature établie par Eshraghi et al. 2003 : 0 représentant l'absence de traumatisme, 1 une élévation de la membrane basilaire, 2 une rupture de la membrane basilaire, 3 une translocation dans la rampe vestibulaire et 4 un traumatisme plus sévère. Pouvoir accéder systématiquement et précisément à cette information par l'imagerie permettra de mieux comprendre l'impact du traumatisme sur les performances de l'implant. En effet, l'analyse rétrospective de la littérature montre qu'un positionnement exclusivement dans la rampe tympanique sans translocation vers la rampe vestibulaire est associé à de meilleures performances de compréhension de la parole (O'Connell et al. 2016).

L'accès automatisé à ces informations spatiales permet de mieux comprendre le positionnement des électrodes dans la cochlée et contribue à poursuivre l'amélioration du design d'électrodes atraumatiques.

Réglages audiologiques

Une autre application envisageable pour le modèle serait d'apporter un support au réglage personnalisé de l'implant. La contribution de l'outil peut s'envisager de 2 manières : en guidant la désactivation sélective d'électrodes dommageables à la performance, et en optimisant le réglage tonotopique pour améliorer la qualité de la perception auditive.

Des travaux de recherche visant à optimiser les cartes de réglages ont montré que la désactivation sélective d'électrodes permet d'améliorer sensiblement les performances auditives, en particulier pour la perception de la parole dans le bruit. Différentes stratégies de désactivation d'électrodes basées sur des mesures psychoacoustiques (Garadat et al. 2012) ou sur l'imagerie (Labadie et al. 2016) ont été décrites, et le choix des électrodes à désactiver est parfois difficile en pratique clinique courante (Borel et al. 2014). Une des hypothèses est que le chevauchement des zones stimulées par 2 électrodes adjacentes peut créer des interférences et nuire à la compréhension de la parole (Guevara et al. 2016). En localisant précisément les électrodes dans la cochlée, le modèle permet de détecter celles dont le positionnement suboptimal est susceptible d'induire un recouvrement de stimulation (Labadie et al. 2016). Il peut ainsi guider la désactivation sélective d'électrodes pour optimiser les performances.

Un des désagréments de l'implantation cochléaire est la modification de la perception de la tonalité. En effet, la stimulation de la base de la cochlée produit des sonorités artificiellement aigües, qui gênent les adultes devenus sourds tardivement et qui ont une représentation fine de la tonalité naturelle. Un des enjeux de la période de réglages est de donner rapidement accès à des sonorités naturelles pour faciliter l'habituation à l'implant. Falcón González et al. (2019) ont récemment montré que l'optimisation de l'allocation de fréquences aux différentes électrodes peut apporter un bénéfice en termes de performance auditive chez les adultes implantés. Une des applications envisageables pour notre modèle est d'adapter la carte de distribution fréquentielle pour améliorer la perception de la tonalité. La formule de Greenwood appliquée le long du ganglion spiral (Stakhovskaya et al. 2007) permet de représenter la tonotopie cochléaire dans le modèle, donnant accès à la distribution fréquentielle naturelle le long de la cochlée de chaque patient (Figure 5). En combinant cette information avec le positionnement des électrodes sur le scanner postopératoire, une adaptation de l'attribution des bandes de fréquences à chaque électrode peut s'envisager afin de s'approcher le plus possible de la tonotopie du patient et d'améliorer sa perception de la tonalité.

Première utilisation en clinique

Le modèle que nous décrivons a été développé et testé sur des images d'archives. Il a d'ores et déjà permis de documenter les variations individuelles de l'anatomie cochléaire en analysant rétrospectivement près d'un millier de scanners cérébraux, et arrive maintenant au stade de l'application clinique en soutien à l'implantation cochléaire. Pour la première fois, 2 patientes adultes ont récemment été implantées avec le support du modèle à l'Institut Universitaire de la Face et du Cou à Nice. La modélisation de la cochlée en 3 dimensions dans le rocher a permis d'adapter l'angle d'insertion à l'anatomie des patientes et d'anticiper la profondeur d'insertion. Les informations spatiales postopératoires vont être mises à profit pour personnaliser les réglages de l'implant et évaluer le bénéfice sur les performances auditives et la qualité d'écoute.

Dans une prochaine étape, l'utilisation du modèle dans le cadre d'une étude clinique contrôlée permettra d'évaluer le bénéfice sur le traumatisme cochléaire sur un panel de patients présentant une diversité d'anatomie cochléaire.

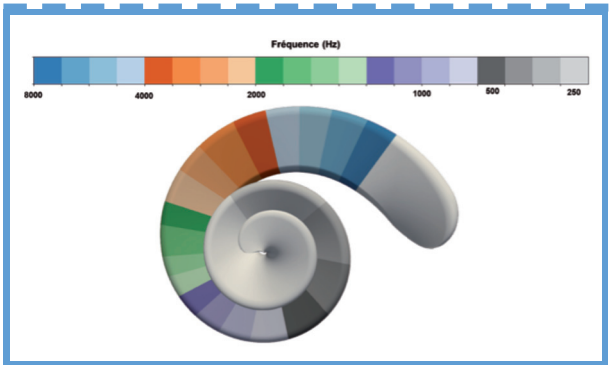


Figure 5. Distribution théorique des fréquences codées par les 20 électrodes de l'implant cochléaire Neuro Zti (Oticon Medical) projetée le long de la rampe tympanique.

3 Conclusion

L'implant cochléaire est une révolution médicale du XXème siècle qui permet de restaurer une audition utile aux personnes handicapées par une surdité de perception profonde. C'est la neuroprothèse la plus utilisée au monde et des progrès considérables ont été accomplis depuis les premières implantations de la fin des années 70, que ce soit au niveau de la technique chirurgicale, de la miniaturisation des implants, ou des stratégies de traitement du signal qui ont permis d'améliorer la qualité de l'audition. La variabilité des performances auditives des implantés en situation d'écoute complexe reste néanmoins importante et un des enjeux est l'identification de facteurs prédictifs permettant de limiter cette variabilité. Obtenir les informations anatomiques de chaque patient doit permettre d'identifier des paramètres critiques à l'amélioration des performances individuelles.

Nous avons développé un modèle de cochlée numérique grâce à la synergie entre des experts cliniciens de l'implantation cochléaire, des spécialistes de l'analyse d'images médicales et du développement du patient numérique, et un partenaire industriel engagé dans l'optimisation des implants. En accédant automatiquement aux données anatomiques des patients à partir de l'imagerie scanner de routine, l'outil contribue à l'individualisation de la planification chirurgicale et de l'optimisation des réglages. L'utilisation du modèle en pratique clinique va maintenant permettre aux équipes médicales d'évaluer le bénéfice apporté par cette nouvelle approche de personnalisation du soin. D'un point de vue industriel, les données apportées par le modèle contribueront à l'innovation dans le domaine, par une meilleure compréhension de l'impact de paramètres individuels sur les performances de l'implant cochléaire.

4 Références

Adunka, O., Kiefer, J., 2006. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. Otolaryngol Head Neck Surg 135, 374-382.

Avci, E., Nauwelaers, T., Lenarz, T., Hamacher, V., Kral, A., 2014. Variations in microanatomy of the human cochlea. J Comp Neurol 522, 3245-3261.

Berg, K.A., Noble, J.H., Dawant, B.M., Dwyer, R.T., Labadie, R.F., Gifford, R.H., 2019. Speech recognition as a function of the number of channels in perimodiolar electrode recipients. J Acoust Soc Am 145, 1556-1564.

Biedron, S., Prescher, A., Ilgner, J., Westhofen, M., 2010. The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma. Otol Neurotol 31, 731-737.

Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., Dillier, N., Dowell, R., Fraysse, B., Gallégo, S., Govaerts, P.J., Green, K., Huber, A.M., Kleine-Punte, A., Maat, B., Marx, M., Mawman, D., Mosnier, I., O'Connor, A.F., O'Leary,

S., Rousset, A., Schauwers, K., Skarzynski, H., Skarzynski, P.H., Sterkers, O., Terranti, A., Truy, E., Van de Heyning, P., Venail, F., Vincent, C., Lazard, D.S., 2013. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. Audiol Neurootol 18, 36–47.

Borel, S., Vaerenberg, B., Amar, D., de Ceulaer, G., Mosnier, I., Sterkers, O., Govaerts, P., 2014. Etat des lieux des procédures de réglage d'implant cochléaire : une enquête auprès de 47 centres à travers le monde. Cahiers de l'audition 6, 9-15.

Caversaccio, M., Gavaghan, K., Wimmer, W., Williamson, T., Ansò, J., Mantokoudis, G., Gerber, N., Rathgeb, C., Feldmann, A., Wagner, F., Scheidegger, O., Kompis, M., Weisstanner, C., Zoka-Assadi, M., Roesler, K., Anschuetz, L., Huth, M., Weber, S., 2017. Robotic cochlear implantation: surgical procedure and first clinical experience. Acta Otolaryngol 137, 447-454.

Demarcy, T. 2017. Segmentation and study of anatomical variability of the cochlea from medical images. Thèse, Université Côte d'Azur, https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01609910.

Demarcy, T., Vandersteen, C., Guevara, N., Raffaelli, C., Gnansia, D., Ayache, N., Delingette, H., 2017. Automated analysis of human cochlea shape variability from segmented µCT images. Comput Med Imaging Graph 59, 1-12.

Erixon, E., Högstorp, H., Wadin, K., Rask-Andersen, H., 2009. Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. Otol Neurotol 30, 14-22.

Eshraghi, A.A., Yang, N.W., Balkany, T.J., 2003. Comparative study of cochlear damage with three perimodiolar electrode designs. Laryngoscope 113, 415–419.

Falcón González, J.C., Borkoski Barreiro, S., Ramos De Miguel, A., Ramos Macías, A., 2019. Improvement of speech perception in noise and quiet using a customised Frequency-Allocation Programming (FAP) method. Acta Otorhinolaryngol Ital 39, 178-185.

Firszt, J.B., Holden, L.K., Skinner, M.W., Tobey, E.A., Peterson, A., Gaggl, W., Runge-Samuelson, C.L., Wackym, P.A., 2004. Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems. Ear Hear 25, 375-387.

Garadat, S.N., Zwolan, T.A., Pfingst, B.E., 2012. Across-site patterns of modulation detection: relation to speech recognition. J Acoust Soc Am 131, 4030-4041.

Gfeller, K., Turner, C., Oleson, J., Zhang, X., Gantz, B., Froman, R., Olszewski, C., 2007. Accuracy of cochlear implant recipients on pitch perception, melody recognition, and speech reception in noise. Ear Hear 28, 412–423.

Guevara, N., Hoen, M., Truy, E., Gallego, S., 2016. A cochlear implant performance prognostic test based on electrical field interactions evaluated by eABR (electrical Auditory Brainstem Responses). PLoS One 11, e0155008.

Hoskison, E., Mitchell, S., Coulson, C., 2017. Systematic review: Radiological and histological evidence of cochlear implant insertion trauma in adult patients. Cochlear Implants Int 18, 192-197.

Koch, R.W., Ladak, H.M., Elfarnawany, M., Agrawal, S.K., 2017. Measuring Cochlear Duct Length - a historical analysis of methods and results. J Otolaryngol Head Neck Surg 46, 19-29.

Labadie, R.F., Balachandran, R., Noble, J.H., Blachon, G.S., Mitchell, J.E., Reda, F.A., Dawant, B.M., Fitzpatrick, J.M., 2014. Minimally invasive image-guided cochlear implantation surgery: first report of clinical implementation. Laryngoscope 124, 1915-1922.

Labadie, R.F., Noble, J.H., Hedley-Williams, A.J., Sunderhaus, L.W., Dawant, B.M., Gifford, R.H., 2016. Results of postoperative, CT-based, electrode deactivation on hearing in prelingually deafened adult cochlear implant recipients. Otol Neurotol 37, 137-145.

Lazard, D.S., Vincent, C., Venail, F., Van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., Skarzynski, P.H., Skarzynski, H., Schauwers, K., O'Leary, S., Mawman, D., Maat, B., Kleine-Punte, A., Huber, A.M., Green, K., Govaerts, P.J., Fraysse, B., Dowell, R., Dillier, N., Burke, E., Beynon, A., Bergeron, F., Başkent, D., Artières, F., Blamey, P.J., 2012. Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time. PLoS One 7, e48739.

Lenarz, T., 2017. Cochlear implant - state of the art. GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg 16, Doc04.

O'Connell, B.P., Hunter, J.B., Wanna, G.B., 2016. The importance of electrode location in cochlear implantation. Laryngoscope Investig Otolaryngol 1, 169-174.

Rask-Andersen, H., Schrott-Fischer, A., Pfaller, K., Glueckert, R., 2006. Perilymph/modiolar communication routes in the human cochlea. Ear Hear 27, 457–465.

Stakhovskaya, O., Sridhar, D., Bonham, B.H., Leake, P.A., 2007. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. J Assoc Res Otolaryngol 8, 220-233.

Torres, R., Jia, H., Drouillard, M., Bensimon, J.L., Sterkers, O., Ferrary, E., Nguyen, Y., 2018. An optimized robot-based technique for cochlear implantation to reduce array insertion trauma. Otolaryngol Head Neck Surg 159, 900-907.

Verbist, B.M., Skinner, M.W., Cohen, L.T., Leake, P.A., James, C., Boëx, C., Holden, T.A., Finley, C.C., Roland, P.S., Roland, J.T. Jr, Haller, M., Patrick, J.F., Jolly, C.N., Faltys, M.A., Briaire, J.J., Frijns, J.H., 2010. Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea. Otol Neurotol 31, 722-730.

Von Békésy, G., 1956. Current status of theories of hearing. Science 123, 779-783.

Wanna, G.B., Noble, J.H., Carlson, M.L., Gifford, R.H., Dietrich, M.S., Haynes, D.S., Dawant, B.M., Labadie, R.F., 2014. Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. Laryngoscope 124 Suppl 6, S1-7.

Zhao, Y., Dawant, B.M., Labadie, R.F., Nobles, J.H., 2018. Automatic localization of closely spaced cochlear implant electrode arrays in clinical CTs. Med Phys 45, 5030-5040.

BIOTONE TECHNOLOGIE MÉDICALE REXTON

STYLELINE BT 8C, un nouveau design pour une nouvelle génération

Le partenaire idéal des modes de vie actifs

En France, environ 6 millions de personnes souffrent d'une perte auditive et seulement 10% sont appareillées. Il faut savoir que 75% des pertes auditives sont légères à modérées. C'est pour cette catégorie de personnes que les ingénieurs de Rexton ont imaginé et conçu StyleLine.

Bien plus qu'une aide auditive

Jamais auparavant la forme n'avait été si harmonieuse et les fonctions si complètes dans une aide auditive. Grâce à une batterie plus fine et au meilleur de la technologie MyCore, StyleLine 8c révolutionne l'aide auditive.

Avec MyCore de Rexton, le son transmis est naturel grâce à ses ajustements automatiques et rapides aux différents environnements sonores.

- Streaming Direct

Le son du smartphone, de la télévision ou autres périphériques audio arrive directement dans les aides auditives.

- MyVoice

Identifie la voix du porteur de celle de votre interlocuteur afin d'y appliquer le réglage approprié.

- Voice Ranger

Amplifie le niveau de la parole tout en réduisant les bruits gênants dans l'environnement sonore.

- Dynamique d'entrée étendue

Augmente la plage dynamique des sons afin d'assurer une qualité du signal optimale.

19 heures d'autonomie

Un chargeur nomade sans fil a été conçu pour permettre de garder une vie active sans contrainte grâce à une batterie Lithium-ion encore plus puissante.

Plus discret, StyleLine 8c est également plus pratique.

- Le chargeur nomade de StyleLine se recharge en à peine 3 heures pour vous permettre 3 charges complètes.
- Une charge complète assure 19 heures d'autonomie.
- Une charge rapide de 30 minutes fournit jusqu'à 5 heures d'autonomie.

oticon
PEOPLE FIRST

Oticon Opn S™ - des avantages significatifs pour tous

96% des utilisateurs préfèrent le nouvel Oticon Opn S à Oticon Opn™

Oticon lance Opn S avec l'innovant et multi-breveté OpenSound Optimizer™. En intégrant une façon unique de gérer le Larsen qui prévient son apparition avant même qu'il ne se produise, OpenSound Optimizer permet aux audioprothésistes d'ouvrir le paysage sonore des utilisateurs avec 6 décibels de gain supplémentaires, avec la même acoustique, sans risque de Larsen (Pour les réglages prescrits, conformément aux meilleures pratiques).

96% des utilisateurs préfèrent le nouvel Oticon Opn S à Oticon Opn Les avantages d'OpenSound Optimizer ont été testés lors d'un essai sur le terrain de deux semaines au cours duquel les participants ont maintenu leurs activités quotidiennes et ont donc pu soumettre les aides auditives aux environnements dynamiques auxquels ils sont normalement confrontés.

À la fin de la période d'essai, les résultats ont montré que 96% des participants ont considéré Oticon Opn S comme étant « bien meilleur » ou « légèrement meilleur » qu'Oticon Opn (Figure 1). Cette forte préférence sans précédent pour une nouvelle aide auditive, est attribuable à l'OpenSound Optimizer.

Lorsque les participants évoquent les trois principales raisons qu'ils ont de préférer Oticon Opn S, l'intelligibilité de la parole et la qualité sonore sont, de loin, considérées comme les plus importantes (Figure 2).

OpenSound Optimizer - une amélioration d'OpenSound Navigator™ et de Speech Guard™ LX pour une plus grande intégrité du signal

La meilleure intelligibilité de la parole et la qualité sonore améliorée relevées pour Oticon Opn S sont dues à une interaction unique qui commence avec OpenSound Optimizer. OpenSound Optimizer permet aux méthodologies d'amplification prescrites d'être délivrées comme prévu, avec Speech Guard LX qui fournit de riches détails de la parole et OpenSound Navigator qui offre un signal de parole plus net et plus clair dans les environnements bruyants.

En conclusion, OpenSound Optimizer fournit une meilleure intégrité du signal et un soutien accru, grâce à la combinaison optimale de plusieurs technologies fondamentales intégrées dans Opn S.

Les préférences des participants au test de l'étude de validation démontrent qu'OpenSound Optimizer a un impact positif très important sur les autres technologies clés de l'aide auditive.

Les aides auditives traditionnelles réduisent le gain jusqu'à 50% du temps au cours d'une journée

Un environnement statique correspond à une absence d'activité autour des aides auditives. Les aides auditives fonctionnent (amplifient) comme prévu, en apportant un gain optimal (à condition qu'une bonne adaptation initiale ait été effectuée).

Un environnement dynamique se caractérise par une activité dans l'environnement entourant la tête du client ou des changements dans la forme du conduit auditif engendrés par des mouvements de la mâchoire ou du cou (mâcher, parler, enlacer, utiliser le téléphone, porter un chapeau, se reposer sur un canapé ou s'assoir près d'un mur ou d'une fenêtre). L'activité autour des aides auditives modifie la boucle du Larsen et oblige l'aide auditive à prendre des précautions pour éviter un Larsen audible.

Trop lentes pour réagir à l'apparition du Larsen, les technologies traditionnelles de gestion du Larsen manipulent le signal sonore, réduisent le gain pour gérer la boucle de Larsen et revenir au plus vite à un gain stable. Il en résulte un manque de confort lorsque le Larsen survient ou un compromis sur la compréhension de la parole en raison de la réduction du gain, jusqu'à ce que l'aide auditive revienne à une stabilité.

Un système de gestion du Larsen traditionnel est actif jusqu'à 20-50% du temps au cours d'une journée, il est donc

régulièrement en train de réduire le gain de 3-10 dB (Figure 3).

OpenSound Optimizer offre un gain optimal et stable, sans risque de Larsen

En analysant le son amplifié à une vitesse étonnante de 56 000 fois/sec, OpenSound Optimizer identifie le risque de Larsen de manière proactive et initie un traitement

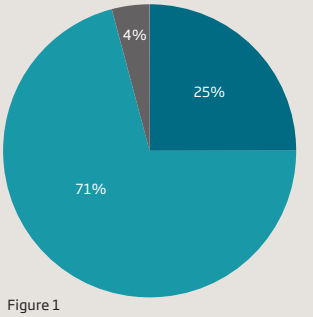


Figure 1

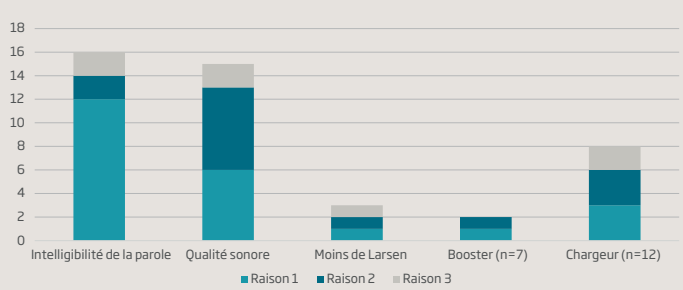


Figure 2

Participants : 24 participants avec différents types de pertes auditives (17 hommes et 7 femmes), 12 utilisateurs de BTE Plus Power, 2 utilisateurs de mini RITE-T avec écouteur 60 (test du mini RITE R), 10 utilisateurs de mini RITE/mini RITE-T avec écouteur 85 (test du mini RITE R) et une moyenne d'âge de 73,5 ans (tranche d'âge : 49 – 86 ans)
Tous les participants étaient des utilisateurs expérimentés et satisfaits d'Oticon Opn 1 ne rencontrant pas de problèmes de Larsen audible.

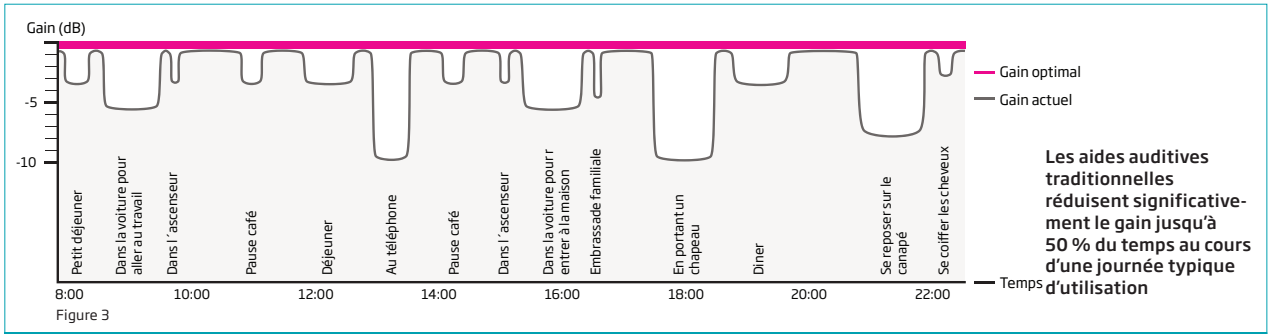


Figure 3

Figure 3

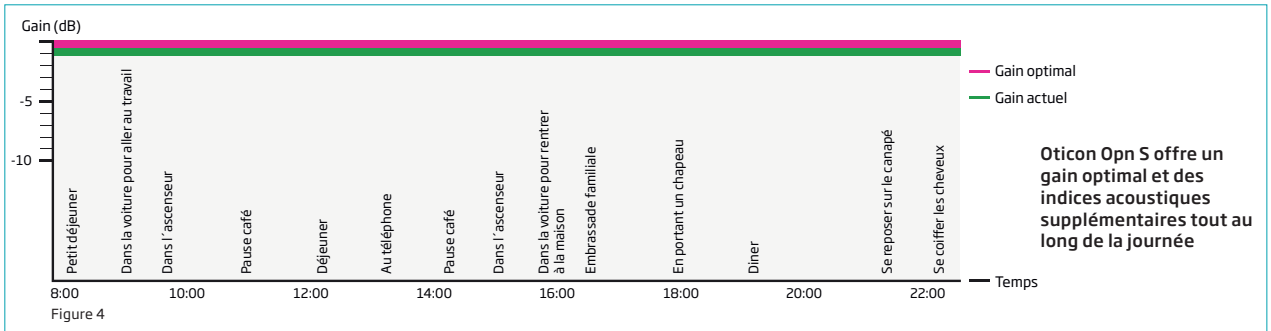


Figure 4

Figure 4

de signal breveté dans les zones à risque avant l'apparition du Larsen.

Cela permet à OpenSound Optimizer d'offrir une limite de Larsen plus élevée de 6 dB, avec l'option de fournir manuellement 4 dB supplémentaires. Ce gain supplémentaire peut être utilisé pour atteindre la cible et/ou fournir plus de marge, en éliminant de nombreuses réductions de gain quotidiennes et en permettant à l'utilisateur de bénéficier de l'amplification prescrite (Figure 4).

OpenSound Optimizer fournit également un signal plus stable à des niveaux plus élevés de gain, conduisant à moins d'incidences sur la dégradation de la qualité sonore causée par le fonctionnement des aides auditives à des niveaux proches du Larsen audible*. Les comportements des aides auditives dans les situations dynamiques (réduction du gain, décalages fréquentiels) et lorsqu'elles s'approchent de l'instabilité (dégradation de la qualité sonore) sont problématiques parce qu'ils se manifestent par une qualité sonore médiocre pour l'utilisateur de l'aide auditive mais ne sont pas facilement décelés par l'audioprothésiste. OpenSound Optimizer minimise ces comportements « invisibles », ce qui entraîne une meilleure qualité sonore et une meilleure expérience d'écoute pour le client (Callaway 2019, livre blanc d'Oticon).

Afin d'illustrer la façon dont OpenSound Optimizer préserve le gain dans les situations dynamiques, nous avons utilisé l'analyseur de Larsen de Genie 2 dans une situation statique et dynamique pour présenter la réduction du gain d'Oticon Opn par rapport à celle d'Oticon Opn S (Figures 5 et 6).

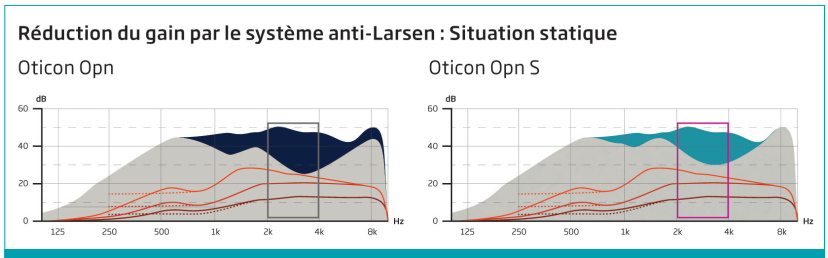


Figure 5 : Dans une situation statique, le gain d'Oticon Opn se situe juste en-dessous de la limite de Larsen. Pour Opn S, la marge supplémentaire de 6 dB est visible.

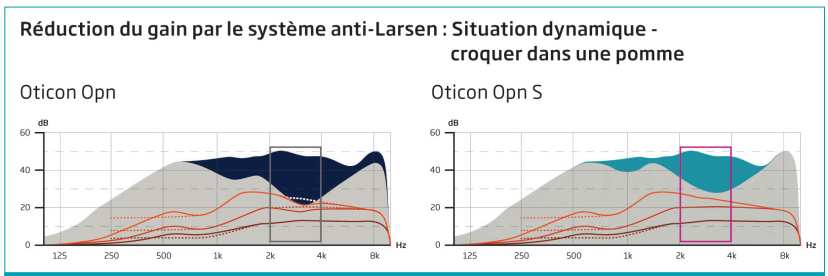


Figure 6 : Dans cette situation dynamique, le risque de Larsen augmente lorsque l'utilisateur croque dans une pomme. Pour Oticon Opn, on observe une réduction de gain de 3-5 dB pour les sons faibles mais pour Opn S, le gain est bien préservé. Dans Opn S, il reste de la marge, ce qui permet à l'aide auditive d'éviter une dégradation de la qualité sonore résultant d'une trop grande proximité avec la limite de Larsen.

OpenSound Optimizer - un gain prescrit stable, sans risque de Larsen

Oticon a mené une étude en laboratoire avec un mannequin KEMAR pour comparer Oticon Opn S à trois aides auditives de la concurrence afin d'évaluer

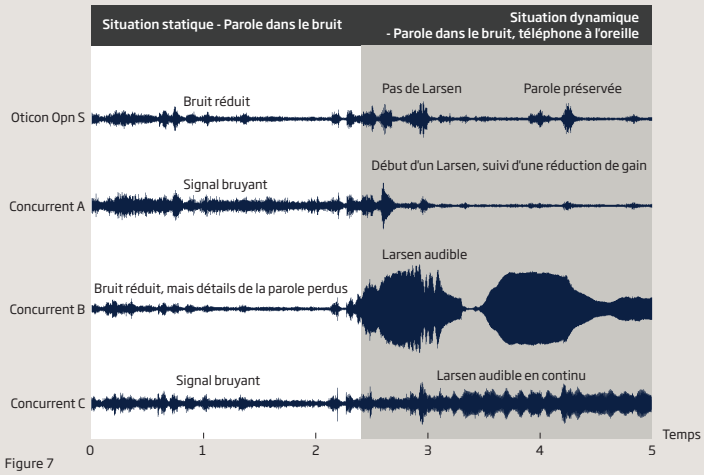


Figure 7

Côté gauche - statique
Oticon Opn S amplifie la parole comme prévu, et bénéficie de la réduction considérable du bruit d'OpenSound Navigator. Les concurrents A et C présentent une mauvaise gestion du bruit. Le concurrent B présente une bonne gestion du bruit mais les détails de la parole sont perdus.

Côté droit - dynamique
Il existe deux effets indésirables : le Larsen audible et la réduction drastique du gain :

1) Larsen audible
Le concurrent B présente deux Larsen audibles et la stabilité n'est pas atteinte avant la fin de la période de test. Le concurrent C montre un Larsen audible en continu. Pour Oticon Opn S, on n'observe aucun Larsen audible.

2) Réduction de gain drastique
Le concurrent A présente un Larsen très bref, suivi d'une réduction de gain drastique pour éviter un Larsen audible dans la situation dynamique. La réduction de gain est de 10-12 dB, ce qui réduit considérablement l'audibilité de la parole. Pour Oticon Opn S, le gain est préservé.

Figure 7

Une meilleure compréhension de la parole

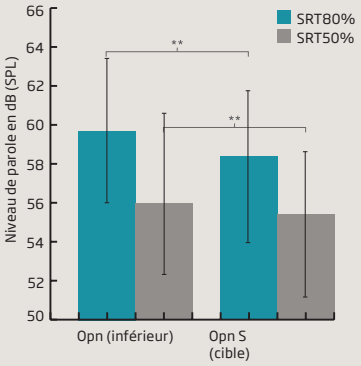


Figure 8

Effort d'écoute réduit

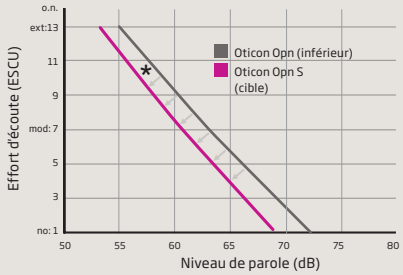


Figure 9a

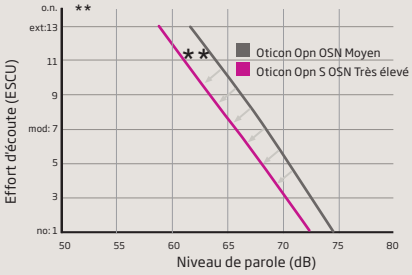


Figure 9b

Figure 8, 9a et 9b

la performance dans un environnement statique et dynamique avec des bruits de fond (Figure 7).

Pour Oticon Opn S, l'étude a démontré une absence de Larsen audible pendant que le gain était maintenu et le bruit réduit pour optimiser l'audibilité et l'intelligibilité de la parole. Les concurrents A et B montrent les effets indésirables courants des stratégies de gestion du Larsen traditionnellement employées par les fabricants. De plus, le test a montré que le fabricant d'aide auditive du concurrent C, n'a pas pu atteindre le gain ciblé avec l'écouteur classique. Un haut-parleur plus puissant avec un plus petit évent a été utilisé. La Figure 7 met en évidence la réduction du bruit plus rapide et plus efficace fournie par l'OpenSound Navigator, par rapport à la concurrence.

Conditions de test :
Parole présentée de face (0 degrés) et bruit modulé en fonction de la parole présenté depuis deux haut-parleurs situés à l'arrière (+/- 135 degrés)
Niveaux : 70 dB ou 0 dB SNR Phrase : "What can I have for dinner tonight, I do have some pasta in the fridge…"
Adaptation de l'aide auditive : Audiogramme standard S2 (Bisgaard, N., Vlaming, M. S., & Dahlquist, M. (2010). Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. Trends in amplification, 14(2), 113-120.) modifié pour être légèrement plus raide, dômes ouverts, exécution de l'analyseur de Larsen. Abaissement fréquentiel désactivé.

Oticon Opn S permet à BrainHearing™ d'atteindre de nouveaux sommets

Avec Oticon Opn, Oticon proposait une innovation de rupture, avec des bénéfices inédits pour le cerveau : 30 % de compréhension de la parole en plus, 20 % d'effort d'écoute en moins et 20 % de capacité de mémorisation en plus (par rapport à Alta2 Pro).

Équipé de la plateforme Velox S™, Oticon Opn S va encore plus loin.

- OpenSound Navigator offre un accès continu à 360° à tous les sons pertinents, notamment la parole, même dans des environnements d'écoute difficiles. Oticon Opn S est doté d'une version mise à jour de cette technologie. Un nouveau réglage très élevé, qui peut être activé dans le logiciel Oticon Genie 2, offre aux utilisateurs plus d'aide dans les situations d'écoute quotidiennes.
- OpenSound Optimizer procure au cerveau jusqu'à 30% d'indices acoustiques supplémentaires tout au long de la journée.

Cela est le résultat d'une amplification optimale et stable, non affectée par

des réductions du gain liées au risque de Larsen (Callaway 2019, livre blanc d'Oticon).

Ainsi, avec Oticon Opn S, la compréhension de la parole présente une amélioration de 15% (Figure 8), l'effort d'écoute objectif est réduit de 10% (Figure 9a et 9b) et la capacité de mémorisation présente une amélioration de 10% (non illustrée ici). La charge cognitive est réduite pour le cerveau, et est mise au service de la communication puisque la réduction de l'effort d'écoute, de l'effort de traitement et de mise en mémoire laisse plus de possibilités/de capacités cognitives à l'utilisateur pour répondre et participer activement aux conversations (Juul Jensen 2019, livre blanc d'Oticon). En effet, avec Oticon Opn S, Oticon propose une réduction supplémentaire de l'écart entre audition déficiente et normale en permettant une compréhension de la parole équivalente à l'audition normale dans les environnements bruyants (Juul Jensen 2018, livre blanc d'Oticon).

Oticon Opn S - des avantages significatifs pour tous :

- 96% des utilisateurs préfèrent le nouvel Oticon Opn S à Oticon Opn. L'intelligibilité de la parole et la qualité sonore sont les principales raisons évoquées
- Les aides auditives traditionnelles sont constamment mises en difficulté par les environnements dynamiques de la vie quotidienne, elles réduisent le gain de 3-10 dB et/ou présentent une qualité sonore médiocre, jusqu'à 50% du temps au cours d'une journée
- OpenSound Optimizer offre un gain supplémentaire de 6 dB, avec l'option de fournir manuellement 4 dB supplémentaires. Cette marge plus importante permet d'optimiser le gain et la qualité sonore à un degré beaucoup plus élevé dans les environnements statiques et dynamiques
- OpenSound Optimizer améliore le traitement des technologies principales comme OpenSound Navigator et Speech Guard LX afin d'obtenir une meilleure intégrité globale du signal
- OpenSound Optimizer procure à l'audioprothésiste un nouveau degré de liberté de réglage. Les utilisateurs qui étaient auparavant mal équipés ont désormais accès à un gain qu'ils n'obtenaient pas précédemment, avec la même acoustique, sans risque de Larsen
- Par rapport à Oticon Opn, Opn S présente une amélioration de la compréhension de la parole de 15%, une réduction de l'effort d'écoute de 10% et une amélioration de la capacité de mémorisation de 10%
- Oticon Opn S permet une compréhension de la parole équivalente à l'audition normale dans des environnements bruyants

www.oticon.fr

dyapason

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

2016
- Plateforme partage

2017
- e-learning
- ISO 9001

2018
- Plateforme qualité
- Déploiement ISO 9001

2019
- Chroniques Dyapason
- Plateforme patients
- Plateforme Chat

Un réseau national ouvert à tous.

J'ADHÈRE

Vincent GÉNOT
06 87 83 93 32

Philippe DELBORT
06 98 20 64 46

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

PHONAK
life is on

Technologie MultiBeam Roger™ - Amélioration de l'expérience d'écoute en groupe

Entendre dans un groupe peut être difficile pour les personnes présentant une perte auditive, notamment dans un environnement auditif complexe comme un restaurant bondé ou une salle de conférence réverbérante. La technologie MultiBeam de Phonak est une génération de technologie microphonique sans fil. Elle associe un réseau de microphones avec des fonctions automatiques avancées pour se concentrer exclusivement sur un orateur au sein d'un groupe. La focalisation passe d'un orateur à un autre avec fluidité. Grâce à plusieurs microphones tournés dans six directions, la parole est calculée et comparée à 360°. La direction offrant le meilleur rapport signal sur bruit (RS/B) est automatiquement sélectionnée. La technologie MultiBeam est disponible dans les systèmes Roger Select et Roger Table Mic II. Elle représente un nouveau paradigme dans les environnements auditifs de groupe.

Technologie MultiBeam

Les microphones directionnels typiques se composent de deux microphones omnidirectionnels séparés par une distance spécifique à l'utilisation prévue, comme une aide auditive BTE ou ITE ou un microphone tenu à la main. Les sons émis devant le système atteignent le microphone à l'avant plus tôt que le microphone à l'arrière (Dillon, 2012, p. 25). Ce délai peut être exploité pour identifier les sons qui proviennent de l'avant. Les sons en provenance de l'arrière peuvent alors être atténués. Les sorties des deux microphones peuvent être utilisées dans de nombreuses combinaisons différentes, par exemple en activant uniquement le microphone à l'avant ou à l'arrière ou en retardant ou soustrayant la sortie du microphone arrière. Elles peuvent être combinées de manière adaptative pour produire des faisceaux de sensibilité dans une direction spécifique et sur un rayon précis. (Pour plus d'informations sur les microphones directionnels à focalisation, consultez les travaux de Dillon, 2012, chapitre 7.)

La technologie MultiBeam utilise trois microphones omnidirectionnels disposés de façon à former un triangle équilatéral. Chaque microphone dans ce réseau peut servir de microphone avant ou arrière pour l'un des deux autres microphones. Cette conception élégante multiplie les configurations possibles.

Il est notamment possible de combiner deux microphones omnidirectionnels pour créer un schéma de directionnalité dans deux directions opposées. Cela permet de produire deux faisceaux séparés de 180°, comme illustré dans la Figure 1.

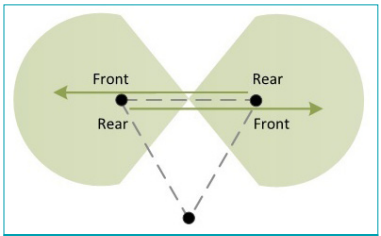


Figure 1 : Diagramme illustrant le réseau de microphones avec 3 microphones omnidirectionnels arrangés en triangle, représentés par 3 points noirs. Les paires de microphones produisent les faisceaux directionnels illustrés par les zones vertes.

La deuxième possibilité consiste en l'interpolation des données de deux des microphones omnidirectionnels pour créer un microphone « virtuel » entre la paire. L'arrangement triangulaire des microphones permet de reproduire cet effet pour chaque paire, afin d'arriver à un réseau de 6 microphones comme illustré dans la Figure 2.

Tout le potentiel de cette conception se concrétise quand ces deux possibilités sont combinées. Le mode directionnel est alors équivalent à la superposition de 6 faisceaux, et l'ajout des 6 faisceaux de microphones « virtuels » permet de configurer la technologie MultiBeam de manière à produire 12 faisceaux directionnels ou toute combinaison de faisceaux. Ces 6 ou 12 faisceaux peuvent être configurés comme des faisceaux uniques ou multiples combinés pour former des arcs de sensibilité continus ou séparés.

Le concept final de l'implémentation de la technologie MultiBeam, avec cette capacité de création de faisceaux multiples, est illustré dans les figures 3a et 3b. Il s'agit de 6 faisceaux superposés et espacés de 60°, quand l'appareil est posé sur une table, et de 12 faisceaux espacés de 30° quand il est porté en mode cravate ou cordon. (Pour une description plus détaillée des modes table et cravate, voir ci-après.)

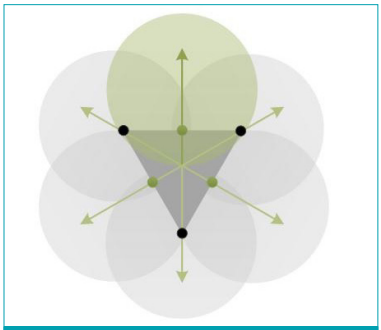


Figure 3a : Diagramme illustrant les faisceaux microphoniques générés et espacés de 60° avec la technologie MultiBeam, avec 3 microphones omnidirectionnels en triangle représentés par 3 points noirs et 3 microphones virtuels représentés par 3 points verts.

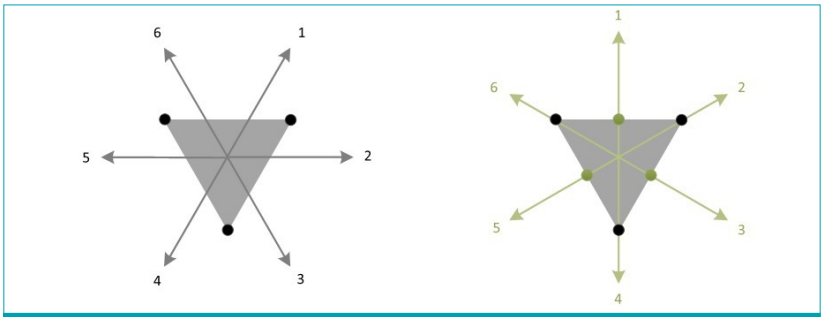


Figure 2 : Diagramme illustrant le réseau de microphones avec 3 microphones omnidirectionnels arrangés en triangle, représentés par 3 points noirs, et 3 microphones virtuels représentés par 3 points verts. Ce graphique présente l'utilisation possible des paires de microphones pour produire 12 faisceaux directionnels.

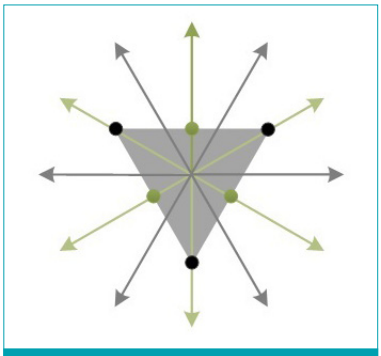


Figure 3b : Les différentes configurations possibles qui permettent d'arriver à 12 faisceaux directionnels.

Plage de captation du microphone

La technologie MultiBeam est dotée d'une plage de captation réglable. Ce terme désigne la distance de sensibilité du microphone, ou la portée entre l'orateur et le microphone. En ajustant les points d'inflexion du modèle de gain du microphone Roger, il est possible d'affecter le niveau le plus bas d'audibilité du discours pour l'auditeur. Étant donné que le niveau de pression acoustique (SPL) diminue normalement de manière inversement proportionnelle au carré de la distance de la source sonore, on peut partir du principe que la plage de captation perçue du microphone est également affectée. Avec la technologie MultiBeam, deux points d'inflexion de compression différents sont implémentés avec une différence de 6 dB SPL, ce qui correspond à un doublement théorique de la distance. On peut alors dire que la plage de captation a doublé.

Dans des conditions calmes et sans réverbération, le point d'inflexion de compression supérieur entraîne généralement le maintien du niveau sonore au niveau d'un faisceau unique, sans atténuation forte sur une distance de plus de 1,5 mètre. Il s'agit de la plage de captation plus courte, ou plus concentrée. Quand le point d'inflexion inférieur est utilisé, la plage de captation est doublée. Cette plage de captation large peut étendre la distance sur 3 mètres avant d'arriver à un affaiblissement important, comme illustré dans la Figure 4.

La plage de captation peut être utilisée pour améliorer l'expérience d'audition. Dans un environnement présentant des niveaux élevés de bruit ambiant, le point d'inflexion de compression supérieur peut être sélectionné pour arriver à une plage de captation plus courte et un niveau de bruit plus faible. Le confort de l'auditeur est alors amélioré. En cas de bruit ambiant plus faible, un point d'inflexion de compression plus bas permet à l'auditeur de percevoir les sons faibles et d'entendre les orateurs sur une plus longue distance.

Concrètement, la plage de captation est ajustée automatiquement en fonction du niveau de bruit ambiant dans Roger Table Mic II quand un seul dispositif est utilisé, mais il offre à l'auditeur la possibilité de sélectionner manuellement leur mode de préférence quand plusieurs Roger Table Mic II sont activés simultanément.

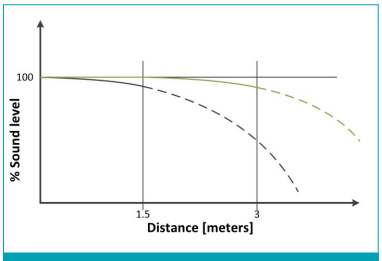


Figure 4 : Diagramme illustrant la distance sur laquelle le niveau de captation du microphone est maintenu (ligne continue) avant une atténuation importante (ligne en pointillés). La ligne verte désigne le réglage de captation étendu, qui permet d'arriver à 3 mètres de distance, et la ligne grise représente la plage de captation concentrée de 1,5 mètre.

Sélection et activation des faisceaux

La technologie MultiBeam sélectionne automatiquement le faisceau optimal à activer. Elle analyse le rapport signal sur bruit (RS/B) de chaque faisceau directionnel plusieurs centaines de fois par seconde. À partir de cette analyse, le faisceau contenant le RS/B le plus élevé est accentué, en partant du principe que la voix dont le niveau est le plus élevé par rapport au bruit ambiant est l'orateur de choix dans le groupe.

Cette décision de passer d'un faisceau à un autre est basée sur un RS/B moyen dans le temps. Ainsi, les changements de focalisation sont moins fréquents et la continuité est mieux établie que si un RS/B instantané était utilisé. Les changements de focalisation sont également bloqués pendant les pulsions sonores transitoires, afin de garantir que le microphone directionnel reste focalisé sur l'orateur de choix, même quand un son intense et bref est produit. Cette caractéristique de la technologie MultiBeam est particulièrement importante dans un restaurant ou dans toute situation auditive similaire, afin d'éviter que le faisceau ne se focalise sur le bruit des couverts quand quelqu'un parle.

Grâce à une gestion intelligente du passage d'un faisceau à un autre, les transitions entre les orateurs sont fluides et agréables : la fin d'une phrase reste audible si un nouvel orateur commence à s'exprimer, même avant que l'orateur initial ait fini de parler. La continuité du flux de la conversation dans une conversation de groupe est préservée par la technologie MultiBeam.

Configurée pour différentes situations auditives

La technologie MultiBeam est implémentée dans Roger Select et Roger Table Mic II pour différentes situations auditives. Quand le dispositif est placé horizontalement au centre d'un groupe assis, la technologie MultiBeam est configurée avec 6 faisceaux espacés de 60°, comme illustré dans la Figure 5a.

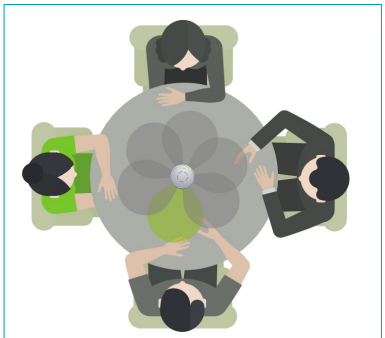


Figure 5a : Diagramme illustrant le placement horizontal de Roger Select au centre d'une table. La technologie MultiBeam sélectionne et active le faisceau présentant le meilleur RS/B ou les faisceaux sélectionnés, illustrés en vert. L'auditeur est représenté en vert.

Le diagramme polaire de cette configuration de MultiBeam est sensible sur 360°, comme illustré dans la Figure 6. Ainsi, si l'orateur se déplace autour de la table, la sonie de sa voix variera sur moins de 1 dB pendant son passage d'un faisceau directionnel à un autre. Cette configuration offre également le rapport signal sur bruit (RS/B) élevé typique des microphones directionnels. L'avantage clé de la technologie MultiBeam, par rapport à l'utilisation d'un seul microphone directionnel, est qu'il n'est plus nécessaire d'orienter manuellement le microphone vers l'orateur désiré.

Roger Table Mic II peut être utilisé par paires ou avec plusieurs microphones pour former un réseau MultiTalker. Dans ce réseau, la transition entre plusieurs Roger Table Mic II se fait rapidement et automatiquement sur la base du premier arrivé, premier servi. En d'autres termes, l'activité vocale gère la commutation. Quand une voix finit de s'exprimer, le prochain dispositif Roger Table Mic II à détecter une voix est automatiquement activé. Avec cette utilisation de la technologie MultiBeam, on part également du principe que plusieurs microphones peuvent être utilisés pour les grands groupes, qui peuvent allonger la distance entre un Roger Table Mic II et l'orateur. La large plage de captation ou la distance la plus longue sont activées par défaut. Dans ce cas, il est possible d'activer manuellement la distance la plus courte ou la plage plus concentrée.

Dans des situations telles qu'une conversation de groupe dans un restaurant, il arrive parfois que l'orateur présentant le meilleur RS/B (la voix la plus forte au-dessus du bruit ambiant) ne soit pas l'orateur de choix. Cette situation peut notamment se produire quand une conversation en aparté a lieu autour de la table. Dans ce cas, la technologie MultiBeam de Roger Select permet à l'auditeur de contourner manuellement le faisceau sélectionné automatiquement en fonction du RS/B pour se focaliser sur les orateurs désirés.

Un exemple d'une telle utilisation est illustré dans la Figure 6, dans laquelle une conversation en aparté a démarré au sein d'une conversation de groupe. Dans cet exemple, l'auditeur sélectionne deux faisceaux séparés orientés sur son côté de la table. Les voix des personnes de l'autre côté seront atténuées. Dans un restaurant, on part du principe qu'un seul1 Roger Select est utilisé, et que la taille du groupe est plus intime. Roger Select opère par défaut sur la plage de captation plus courte ou plus concentrée de 1,5 mètre environ (voir Figure 4).

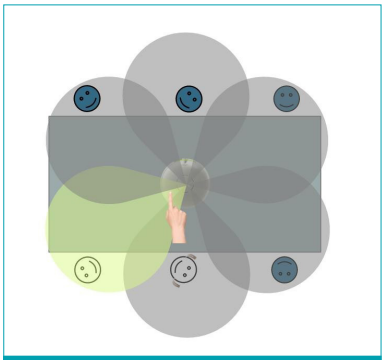


Figure 6 : Diagramme illustrant Roger Select au centre d'un petit groupe dans un environnement bruyant. L'auditeur, désigné par les aides auditives, sélectionne et active manuellement un faisceau pour améliorer le RS/B pendant une conversation en aparté.

La technologie MultiBeam de Roger Select est également utilisée dans des situations auditives où le microphone est attaché à un vêtement ou porté autour du cou avec un cordon. L'accéléromètre intégré identifie automatiquement l'orientation verticale et déclenche la technologie MultiBeam pour appliquer une configuration adaptée. Pour cette application, 12 faisceaux espacés de 30° sont créés. Cela permet d'augmenter la précision de la directionnalité et de déterminer avec exactitude la position de la bouche du porteur. L'accéléromètre détecte les faisceaux les plus orientés à la verticale et sélectionne deux faisceaux à activer. Entre ces deux faisceaux, celui dont le meilleur RS/R sera accentué en partant du principe qu'il s'agit de celui le plus directement dirigé vers la bouche de l'orateur. Une telle précision a pour avantage de ne plus nécessiter d'orienter délicatement le microphone directionnel vers la bouche de l'orateur. Quand le dispositif est porté en mode cravate, la technologie MultiBeam réagit en continu aux mouvements du porteur ou de ses vêtements. L'accéléromètre déclenche le retour en mode table quand le dispositif est à l'horizontale.

Figure 5b : Diagramme illustrant une grande réunion, avec un Roger Table Mic II placé à chaque extrémité de la table de conférence. La technologie MultiBeam sélectionne et active le faisceau présentant le meilleur RS/B, illustré en bleu. L'auditeur est représenté en vert.

Conclusion

La technologie MultiBeam sélectionne automatiquement la direction présentant le meilleur rapport signal sur bruit (RS/B). Elle est implémentée de façon à offrir une expérience auditive optimale dans les situations de groupe les plus complexes, au travail comme dans la vie courante.

La technologie MultiBeam de Roger Table Mic II est conçue pour apporter des performances optimales au travail ou dans toutes sortes de réunions. Quand plusieurs microphones sont mis en réseau, l'orateur de choix peut être détecté automatiquement. L'ajustement de la plage de captation permet à l'auditeur d'adapter son propre confort d'écoute dans différents environnements.

La technologie MultiBeam dans Roger Select est adaptée aux besoins d'un auditeur dans un contexte social, pour un petit groupe où l'orateur de choix peut être sélectionné automatiquement et où il est possible d'activer plusieurs faisceaux directionnels selon les besoins. Dans Roger Select, la technologie MultiBeam s'adapte pour faciliter et optimiser l'écoute d'un microphone attaché à un vêtement ou porté autour du cou. Il localise précisément la source de la parole depuis son clip de fixation ou de son cordon.

La technologie MultiBeam est conçue pour être utilisée en groupe, quand il peut être difficile de suivre une conversation en raison de la nature dynamique du dialogue de groupe. Elle dirige directement un faisceau de microphone directionnel sur l'orateur principal. Il n'est plus nécessaire d'orienter manuellement le microphone vers l'orateur de son choix. La technologie MultiBeam de Roger Select et Roger Table Mic II représente un nouveau paradigme de l'audition de groupe. Elle permet aux utilisateurs de rester actifs et impliqués, même dans les environnements les plus difficiles.

Plus d'informations www.phonakpro.fr/etudes :
-Phonak Insight I Technologie MultiBeam Roger™ – Amélioration de l'expérience d'écoute en groupe (Février 2018)

ReSound GN

Les dates clefs des 150 ans de GN
1988 compression WDRC
2003, Open-fit
2010, 2.4 GHz
Logiciel et design : les évolutions
2014, la référence des surpuissants
1993, DFS en opposition de phase
2005, Noise tracker
2017, la télé-audiologie en marche
2019, des partenaires de choix

Dans les derniers Cahiers, nous avons redécouvert ensemble l'anti-Larsen de GN, le DFS Ultra, qui a été développé en 1993 pour apporter une solution au près de 20% de patients qui se plaignaient de ce problème. Dans le top 5*[1] des critères du patient pour choisir une aide auditive figure aussi la restitution d'une sonorité naturelle et le confort de port.

C'est pour répondre à ces attentes fortes que le groupe GN - dont la philosophie est de proposer au utilisateur les solutions auditives les plus proches du fonctionnement naturel de l'oreille - a développé en 2003 un nouveau concept auditif, l'appareillage en open-fitting.

GN, 150 ans d'innovations, au service des audios et de leurs patients.

L'open-fitting, une révolution auditive rendue possible par l'anti-Larsen le plus performant du marché

Dans le top 5 des critères énoncés par les patients pour le choix de leurs aides auditives figure sans surprise la restitution d'une sonorité naturelle*.

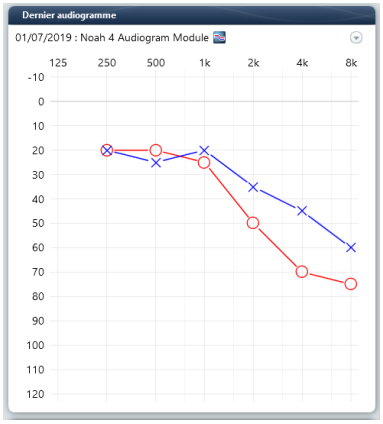
Mais pouvoir bénéficier de cette sonorité naturelle nécessite d'éliminer l'auto-phonation en ouvrant le conduit auditif au maximum ce qui engendre inévitablement un risque de Larsen élevé. Il était donc impossible d'utiliser des appareils dits "ouverts" avant l'arrivée d'un anti-Larsen suffisamment efficace.

La mise au point du DFS, lancé en 1992, a donc rendu possible le développement d'une génération d'appareils ouverts, dont le premier d'entre eux, le ReSoundAIR.

* Kochkin 2003

Un nouveau concept numérique pour les pertes auditives en pente de ski

Initialement les IROS ou porte tube étaient proposés pour pallier les pertes d'audition en pentes de ski, les plus nombreuses, mais au-delà des gênes physique et d'autophonie (passive), le traitement du signal n'était pas adapté. Le délai engendré par le DSP provoquait des phénomènes d'interférence ou de battement au niveau de la zone de coupure. Le Warp Open supprimait ces effets et l'anti-larsen DFS Ultra maintenait un gain stable supérieur à la concurrence (avec embout !). L'optimisation de la bande passante et de la fréquence de coupure ont fait du ReSoundAIR une aide auditive de rupture dans l'industrie.



La gestion du Larsen n'est pas la seule contrainte à prendre en compte. En effet, l'ouverture du conduit provoque le passage naturel par l'aération des sons vers le tympan. Il est donc impératif d'avoir un traitement de signal extrêmement rapide de sorte que les sons passant naturellement (en général les sons graves) et les sons amplifiés par l'appareil (les sons plus aigus) soient parfaitement synchronisés, sous peine de percevoir un phénomène de battement. Le système WARP Open mis au point

par GN règle ce problème en supprimant l'amplification des sons en dessous de 1000 Hz ce qui permet d'économiser des ressources et ainsi proposer un temps de réaction du DSP imperceptible.

A la recherche de la sonorité la plus naturelle possible

Une fois le traitement du signal amélioré, GN s'est attaqué aux problèmes liés aux embouts et effet d'occlusion. Une première approche de la gestion de l'occlusion, autophonies passive et active, fût entreprise avec des solutions péri-tympaniques : un appui osseux diminue l'autophonie passive mais le confort n'est pas toujours au rendez-vous.

L'autophonation active, souvent corrigée au détriment de l'amplification du gain des sons forts, ne se traite pas de la même façon s'il y a un évent ou non; la diffraction du son et le retard de phase entrant en action. En 2003, nous avons trouvé la solution avec la vitesse du processeur, la gestion de la fréquence de coupure en fonction de l'audiogramme et une bande passante plus importante. Ce dernier point joue son rôle dans le gain. Une meilleure bande passante permet en effet d'obtenir le même résultat vocal avec moins de gain. Ainsi nous pouvions diminuer le gain global car nous proposions un signal plus riche. De plus notre anti-larsen permettait le maintien de la dynamique sans baisse de gain ni distorsion. Le ReSoundAIR a donc tenu toutes ses promesses et bouleversé le marché.

Une solution novatrice pour un confort d'utilisation accru pour le patient

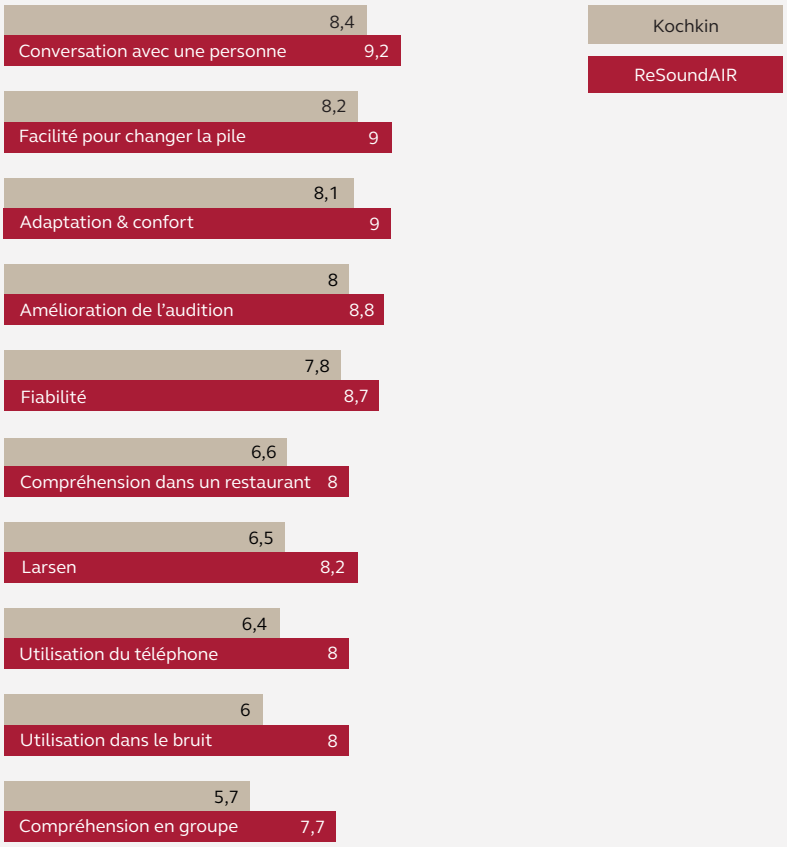
C'est à ce moment-là que nous avons introduit le tube fin et le dôme désormais utilisés par tous les fabricants. Avec ces deux innovations nous répondions à deux demandes des patients : la discrétion et le confort de port. De différentes formes et tailles, les dômes ont pour objectif de s'accomoder à la majorité des conduits et des pertes d'auditions en pente de ski. Au fil du temps ce petit morceau de silicone a considérablement progressé en technicité de conception. Nous pouvons citer la forme, la souplesse, la résistance ou encore la couleur.

Les bénéfices pour les patients sont nombreux : absence de sensation d'oreille bouchée, de voix qui résonne, de problèmes de mastication, utilisation normale du téléphone. Notons aussi le bénéfice d'un confort d'écoute exceptionnel : absence de larsen, d'effet d'écho, reproduction de la voix et de la musique en haute définition.

Vous souhaitez recevoir la newsletter GN ? Inscrivez-vous en envoyant un e-mail à info@gnhearing.fr

Résultats de l'étude Sergei Kochkin (2003) / Lauren Christensen (2004)

« The hearing aid satisfaction survey » de Sergei Kochkin est une étude de satisfaction menée chaque année auprès de malentendants appareillés (résultats en beige).
Un questionnaire a également été envoyé à des utilisateurs de ReSoundAIR aux USA (résultats en rouge).



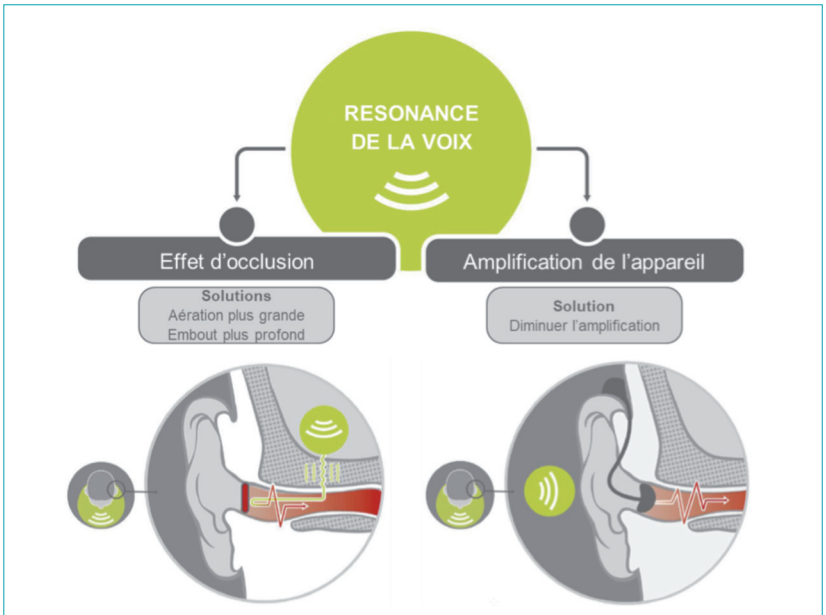
Life sounds brilliant.

Gestion automatique de sa propre voix

De nombreux audioprothésistes constatent une gêne pouvant être ressentie par certains patients sur la perception de leur propre voix avec leur appareillage. Cette gêne, pouvant être qualifiée par les utilisateurs, de résonance ou encore de voix non naturelle, est une réelle problématique rencontrée lors de l'appareillage, et ce depuis toujours. Les résultats de l'étude MarkeTrak VIII montrent que seuls 58% des patients interrogés trouvent le son de leur voix « satisfaisant » ou « très satisfaisant ». Plus récemment, une autre étude concernant le système OVP réalisée sur 400 patients appareillés et publiée dans la revue scientifique Hearing Review, a montré que seuls 41% des patients interrogés trouvent satisfaisant le son de leur voix... Deux phénomènes peuvent expliquer cette gêne ressentie par certains patients, quant à leur propre voix (graphique 1).

Tout d'abord l'effet d'occlusion. L'adaptation de l'appareillage au patient se fait par un embout ou par un dôme qui va plus ou moins boucher le conduit auditif. Quand le patient parle, les vibrations laryngées se propagent par voie cartilagineuse jusqu'au conduit auditif, où elles se transforment en son qui se retrouve piégé dans la cavité résiduelle formée entre l'embout et le tympan du patient. Cette sur-perception de la propre voix crée une résonance, gênante pour le patient. Les solutions à cet effet d'occlusion sont d'augmenter l'aération de l'adaptation ou encore de réaliser une adaptation plus profonde dans le conduit, en zone osseuse.

L'autre phénomène responsable de cette gêne est l'amplification même de l'appareillage. Le patient, équipé de ses appareils, entend l'amplification de sa voix. Cela peut le conduire à un ressenti non naturel de sa propre voix, une sensation de voix différente, gênante. L'amplification délivrée par les appareils a pour premier objectif d'apporter au patient une intelligibilité optimale des voix des personnes qui l'entourent. Or les besoins d'amplification spécifiques pour l'intelligibilité optimale des voix environnantes sont bien différents de ceux requis pour avoir une perception agréable de sa propre voix. La solution pour résoudre cette problématique consiste dans la majorité des cas à baisser l'amplification de l'appareil, plus spécifiquement sur les fréquences conversationnelles. Cela permet d'améliorer le confort sur la voix du patient, mais la contrepartie est une baisse de l'intelligibilité sur les autres voix. On se retrouve donc aujourd'hui face à un compromis entre compréhension des voix environnantes et confort sur la propre voix.



Graphique 1

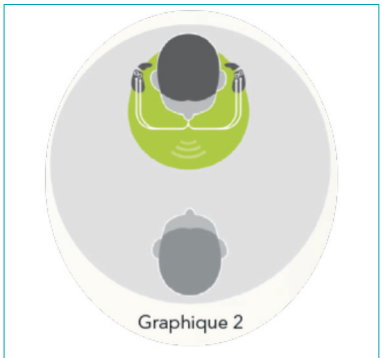
Ce compromis, également intégré dans nos préréglages depuis plusieurs années, explique que ceux-ci soient souvent qualifiés de « doux » ou faibles.

L'OVP™ (Own Voice Processing) de la plateforme Signia Nx, offre la fonctionnalité de reconnaissance vocale différenciée, qui permet d'identifier la voix du patient et de de gérer son amplification différemment et indépendamment de l'amplification des autres voix et sons environnants.

Le système OVP élimine l'obligation du compromis entre intelligibilité des voix environnantes et perception agréable de sa propre voix. En effet, la formule de préréglage Nx fit tient compte du système OVP et propose une amplification plus importante pour mieux comprendre les interlocuteurs (située entre NAL-NL2 et DSL v5), sans crainte que le patient ne soit gêné par l'amplification de sa propre voix.

Détection de la propre voix du patient

L'impératif pour qu'un système comme celui-ci fonctionne de manière optimale est de pouvoir différencier précisément et instantanément la voix du patient des autres voix. Cette performance est rendue possible aujourd'hui par la capacité des appareils à évaluer et modéliser en temps réel le chemin acoustique reliant la bouche du patient aux microphones des appareils. En effet, la voix du patient emprunte un chemin acoustique différent des autres sons et voix. Par ce principe et cette caractéristique spatiale de la voix du patient, les appareils sont capables de savoir quand le patient parle, que sa voix soit forte, faible ...ou même enrouée !



Graphique 2

Ce chemin acoustique évoqué ci-dessus est très spécifique et différent d'un patient à un autre, d'une adaptation à une autre, comme une empreinte digitale l'est. Les appareils auditifs intègrent et mémorisent ce chemin acoustique spécifique au patient et à son appareillage, afin de l'identifier quand ce dernier parle.

Apprentissage de l'identification de la propre voix du patient

Le patient doit être dans un environnement calme. Sous le logiciel Connexx, vous pouvez évaluer en temps réel le niveau de bruit mesuré par les microphones des appareils, le niveau sonore doit être suffisamment bas pour que le test puisse être réalisé. Il faut également limiter au maximum les réverbérations qui pourraient perturber la mesure précise du chemin acoustique.

Protocole

Lorsque vous cliquez sur « préparer l'apprentissage » (graphique 3), les conditions de préparation vous seront rappelées (graphique 4).

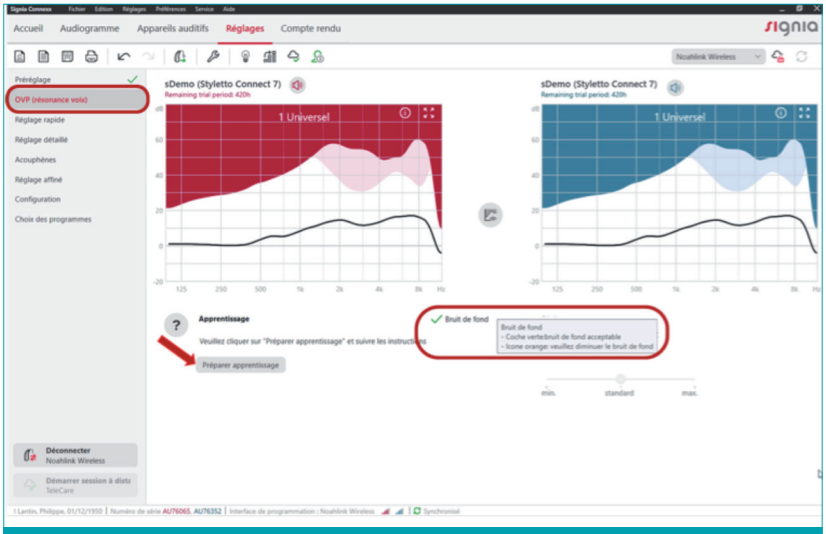
Lorsque vous cliquerez sur « Démarrer », le patient entendra alors des bips dans chacun de ses appareils et l'apprentissage démarrera (notez que l'amplification des appareils est également coupée pendant la mesure). Il suffira alors au patient de compter à partir de 21, en continu (sans pauses) et à haute voix.

Après une dizaine de secondes, le test se termine. Apparaîtra alors à l'écran une fenêtre confirmant la réussite de l'apprentissage (graphique 5). Le patient entendra la réactivation de l'amplification dans ses appareils.

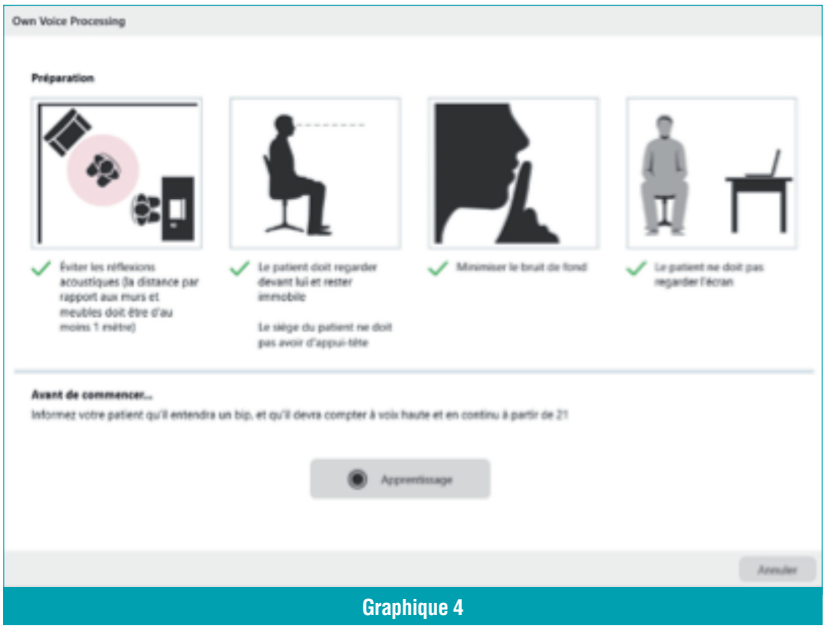
Si le test indique que les appareils n'ont pas pu reconnaître la voix ou si le test est trop long, recommencez en demandant au patient de parler un peu plus fort et sans pauses.

Traitement de la propre voix du patient

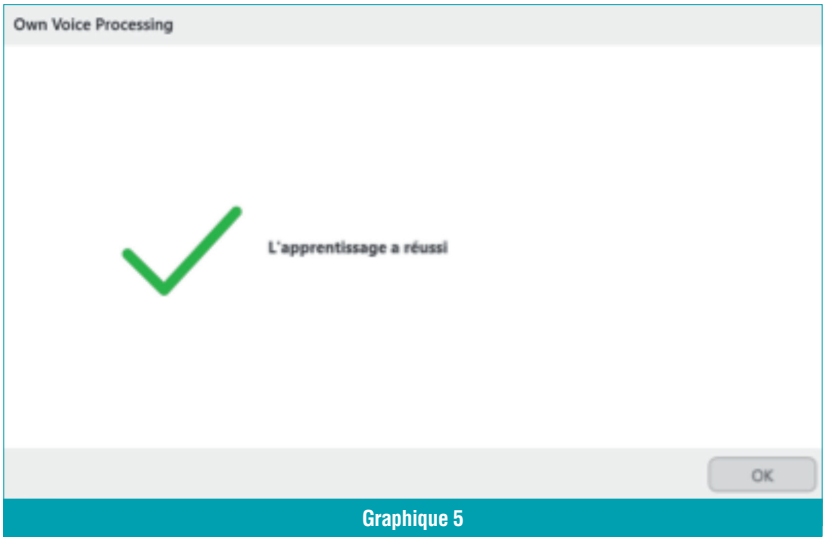
Grâce à cet apprentissage, dans la vie de tous les jours, lorsque la voix du patient est détectée et est suffisamment émergente de l'environnement, le réglage de l'appareil s'adapte pour une écoute optimale de la propre voix, naturelle et confortable. Pour cela, les appareils



Graphique 3



Graphique 4



Graphique 5

diminuent automatiquement le gain délivré au patient tout en ajustant les seuils d'enclenchement des compressions pour maintenir un environnement stable.

Ces ajustements de gain et de seuils d'enclenchement, dépendants de la perte et du choix d'aération, se font sur les canaux fréquentiels spécifiques à la parole. La détection par chemin acoustique étant extrêmement rapide, elle permet une activation instantanée du traitement de la voix du patient, sans risque d'effet négatif pour le patient.

Le patient bénéficie ainsi d'une amplification différenciée. Sur les sons et voix environnants l'amplification est réglée afin d'offrir audibilité et compréhension optimales ; et sur la voix du patient l'amplification est plus douce afin que sa perception soit naturelle.

Si vous souhaitez renforcer l'atténuation de gain appliquée sur la voix du patient, vous pouvez placer le réglage sur la position maximum (graphique 6) en sachant que cela peut rendre audible l'effet OVP au patient.

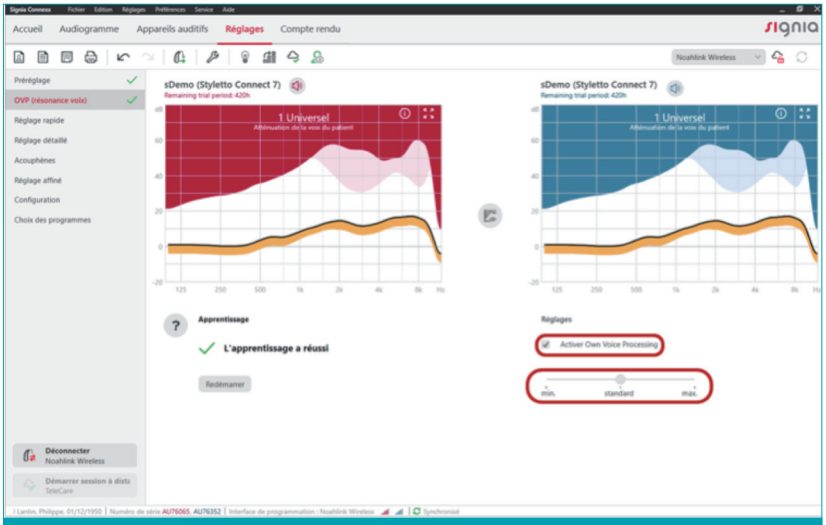
Sur les courbes du logiciel vous pouvez voir apparaître une zone orangée symbolisant l'atténuation liée à OVP lorsque la voix du patient est détectée. Cette zone n'est qu'une « image » de cette atténuation et ne doit pas être interprétée comme l'atténuation effective dans les aides auditives du patient.

Vous pouvez activer/désactiver le système OVP sur tous les programmes simultanément (à l'exception des programmes Music pour lesquels OVP n'est pas activé).

Suivi du système OVP dans le temps

L'apprentissage de l'identification de la voix du patient est une procédure à réaliser une seule fois avec le patient. Seuls un changement dans l'adaptation de l'appareil (taille ou type de dôme, longueur du câble écouteur…) ou un appareil ayant subi une réparation impliquent de recommencer la procédure.

Il n'existe pas de recommandation particulière quant à son utilisation dans le temps. Une fois activé, si pour le patient l'appareillage se passe bien, nul besoin de réduire l'OVP après une période d'acclimatation ou de le désactiver.



Graphique 6

Résultats OVP

L'étude publiée dans la revue Hearing Review en novembre 2017 sur le système OVP indique qu'après activation de l'OVP, **75% des patients qui étaient gênés par leur propre voix ne le sont plus**. Cette même étude montre également que **78 % des patients ne ressentant pas de problème de perception de leur propre voix mais qui ont testé OVP, préfèrent la sonorité de leur appareillage avec le système OVP activé**.

La mise en place du système OVP est donc recommandée pour tous les patients, quels que soient leur profil et le type d'évent utilisé.

L'OVP facilite donc l'acceptation de l'appareillage, et permet une compréhension optimale des interlocuteurs en offrant plus de gain sans risque de gêne pour la propre voix. Cette absence de gêne sur la propre voix permet également d'envisager sans crainte des appareillages plus fermés. Un appareillage plus fermé, c'est un traitement du signal plus efficace, moins de problématiques liées au Larsen, moins d'interactions acoustiques entre le signal amplifié et le signal naturel qui entre dans le conduit… Un appareillage plus efficace et plus confortable.

Starkey Hearing Technologies
Mieux entendre. Mieux vivre.

Préférence établie en matière de gestion du bruit pour les aides auditives Starkey

Dave Fabry, Ph.D., Krishna Rodemark, Au.D., Søren Vase Legarth, Jeff Crukley, Ph.D., Andrea Pociecha, Au.D. et Kevin Seitz-Paquette, Au.D.

Résumé

Une étude a été réalisée, par le laboratoire indépendant FORCE Technology SenseLab, sur sept paires d'aides auditives haut de gamme dans le but de comparer leurs performances en matière de gestion du bruit (microphone directionnel plus algorithme de réduction du bruit) pour la qualité du signal vocal et les préférences dans les situations d'écoute complexes.

Aux fins de cette évaluation, les nouvelles aides auditives Starkey, 'Livio® AI' et Muse™ iQ ont été comparées aux solutions de gamme équivalente des cinq grands fabricants d'aides auditives concurrents (« A » - « E »). Chacune a été testée selon une méthode de comparaison à plusieurs stimuli, dans quatre situations d'écoute de la parole dans le bruit.

Le laboratoire FORCE Technology SenseLab a recruté 20 participants atteints d'une déficience auditive parmi son groupe d'utilisateurs experts. Chaque participant a procédé à l'évaluation de la qualité sonore lors d'une expérience randomisée en double insu, reposant sur des enregistrements d'aides auditives réalisés à l'aide d'un mannequin KEMAR. Les RIC (contours à écouteur déporté), couplés à un embout dôme, ont été programmés pour l'audition de chaque participant selon la règle d'appareillage NAL-NL2. Les caractéristiques retenues pour l'évaluation ont été définies par consensus lors d'un atelier de deux heures avec cinq évaluateurs du groupe N3 (audiogramme standard) du laboratoire SenseLab.

En conclusion, les aides auditives Livio AI et Muse iQ de Starkey ont été préférées par les participants à tous les autres dispositifs, qui ont mis en exergue leurs performances en termes de faibles niveaux de bruit de fond et de faible distorsion dans des environnements sonores bruyants et difficiles, aussi bien pour les voix masculines que féminines.

Introduction

Les aides auditives actuelles offrent une grande souplesse dans le réglage du gain et du niveau de sortie, pour satisfaire des adaptations spécifiques. Les fabricants ont développé leurs propres méthodes afin d'optimiser les performances dans le calme. Néanmoins, la qualité du signal vocal et l'intelligibilité dans le bruit demeurent deux problèmes majeurs pour les utilisateurs d'aides auditives, novices ou expérimentés (Aazh, Prasher, Nanchahal, & Moore, 2015 ; Abrams & Kihm, 2015; Johnson & Cox, 2016). Pour y remédier, les fabricants ont employé divers algorithmes de traitement du signal dans le bruit, incluant des systèmes de microphones directionnels symétriques ou asymétriques et stéréophoniques associés à une réduction du bruit monaurale ou binaurale. Les aides auditives Starkey réduisent le bruit environnant grâce à un système de gestion de bruit qui associe une double directivité dans les hautes fréquences et un système SMNR (Muse iQ) ou un algorithme de réduction de bruit binaurale (Livio) pour améliorer la performance de réduction de bruit pour des sources sonores non stationnaires. À intensité élevée, les deux systèmes utilisent les informations provenant des aides auditives pour garantir :

- une meilleure élimination du bruit perçu, notamment pour le bruit non stationnaire,
- une adaptation plus rapide aux ambiances sonores fluctuantes,
- une atténuation du bruit efficace dans les environnements sonores complexes.

Dans la présente étude, les deux solutions Starkey ont été comparées à celles des concurrents de gammes équivalentes pré-réglées selon une règle d'appareillage indépendante.

Bien qu'il soit possible que l'utilisation des réglages propres à chaque fabricant ait pu donner des résultats différents, cette approche traduit la pratique clinique commune actuelle.

Méthodes

Vingt utilisateurs d'aides auditives expérimentés (dont cinq femmes), atteints de perte auditive légère à moyenne, ont été sélectionnés pour cette étude réalisée par le laboratoire SenseLab, à Copenhague, au Danemark. Les participants étaient âgés de 61 à 83 ans (moyenne d'âge 72 ans). Tous étaient de langue maternelle danoise et tous ont été choisis en fonction de leurs seuils audiométriques et de leurs expériences antérieures en matière d'évaluation de la qualité sonore.

Les participants ont utilisé et évalué sept paires de RIC 312 disponibles sur le marché, dotés de leurs embouts dômes respectifs et programmées en fonction de l'audiogramme de chacun et selon la règle d'appareillage NAL-NL2. L'annulation de Larsen a été initialisée sur l'ensemble des dispositifs de l'étude pour chaque participant. Tous les réglages étaient ceux définis par défaut / recommandés par le fabricant pour la parole dans le bruit, à l'exception de l'abaissement fréquentiel, qui a été désactivé pour tous les fabricants.

Les enregistrements des aides auditives ont été faits sur un mannequin KEMAR (Knowles Electronics Mannequin for Acoustic Research) dans quatre conditions (scénarios sonores) pour chaque individu :

1. Signaux vocaux masculins danois ciblés présentés à 0° d'azimut à 75 dBA, dans une ambiance de café avec présence de brouhaha diffus en danois présenté à 72 dBA et un signal vocal féminin danois supplémentaire présenté à 72 dBA à 90° (+3 dB RSB).
2. Signaux vocaux masculins danois ciblés présentés à 0° d'azimut à 75 dBA, dans une ambiance de café avec présence de brouhaha diffus en danois présenté à 75 dBA et un signal vocal féminin danois supplémentaire présentés à 75 dBA à 90° (0 dB SNR).
3. Signaux vocaux masculins danois non ciblés présentés à 235° d'azimut à 75 dBA, dans une ambiance de café en présence de brouhaha diffus en danois présentés à 72 dBA et un signal vocal féminin danois supplémentaire présenté à 72 dBA à 90° (+3 dB RSB).

4. Signaux vocaux masculins de langue danoise non ciblés présentés à 235° d'azimut à 75 dBA, dans une ambiance de café avec présence de brouhaha diffus en danois présentés à 75 dBA et un signal vocal féminin danois supplémentaire présenté à 75 dBA à 90° (0 dB RSB).

Les participants ont reçu des instructions et écouté leurs enregistrements personnels via un casque Sennheiser HD650 calibré tandis qu'ils étaient assis dans une pièce silencieuse. Il leur a été demandé d'évaluer leur préférence ainsi que plusieurs caractéristiques sonores dont l'intensité sonore, le bruit de fond et la réverbération sur une échelle visuelle analogique. Les données ont été collectées par SenseLabOnline, une application web permettant de réaliser des tests d'audition en ligne. Les conditions et les présentations ont été affectées par randomisation en double aveugle. Une évaluation de l'intensité sonore globale a été éalisée sur une échelle continue allant de 0 à 15 (faible à forte). La figure 1 montre le graphique d'évaluation de

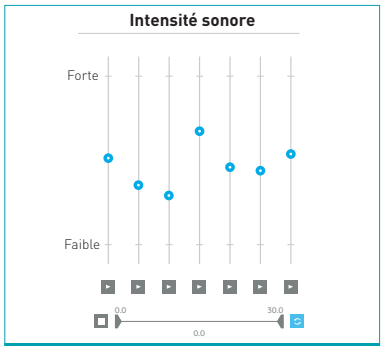


Figure 1 : Interface utilisée pour évaluer l'intensité sonore. Les participants pouvaient repasser les enregistrements autant de fois qu'ils le souhaitaient et n'étaient pas limités dans le temps.

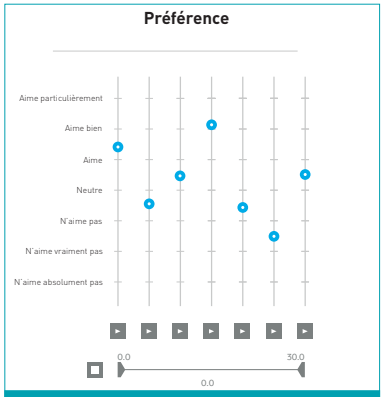


Figure 2 : Interface proposée par l'outil SenseLabOnline pour le test de préférence.

l'intensité sonore de l'interface utilisateur. Une évaluation globale de la préférence a été réalisée pour l'ensemble des 7 paires aides auditives dans chaque condition. La figure 2 représente l'interface d'évaluation de la préférence, une échelle hédonique continue hybride allant de 0 = N'aime absolument pas à 15 = Aime particulièrement.

Outre l'intensité sonore et leur préférence, les participants ont également dû évaluer les caractéristiques choisies par un sous-ensemble du groupe d'utilisateurs experts de SenseLab.

Cinq caractéristiques clés ont été identifiées :
1. Bruit de fond
2. Clarté de la parole (femme)
3. Clarté de la parole (homme)
4. Équilibre du timbre de voix
5. Réverbération

Les résultats présentés dans le présent article se concentrent sur le bruit ambiant et la réverbération, d'autres publications portant davantage sur les autres caractéristiques.

Résultats

Nous avons émis l'hypothèse que les différences entre les systèmes de gestion de bruit utilisés par les différents fabricants, allaient s'exprimer sur le plan de l'intensité sonore et de la préférence globale dans les quatre conditions de test, qui simulaient des environnements sonores bruyants particulièrement difficiles.

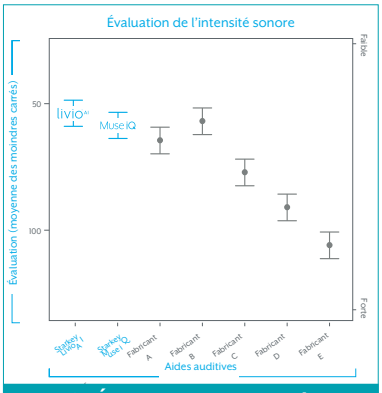


Figure 3 : Évaluations de l'intensité sonore et écarts types sur l'ensemble des sept dispositifs concurrents.

Intensité sonore globale. La figure 3 montre les évaluations moyennes de l'intensité sonore globale pour les sept aides auditives testées, sur l'ensemble des quatre scénarios sonores. Il en résulte que Livio AI et Muse iQ de Starkey ainsi que l'appareil du fabricant B étaient perçues comme d'une intensité sonore globale moindre que les quatre autres dispositifs concurrents.

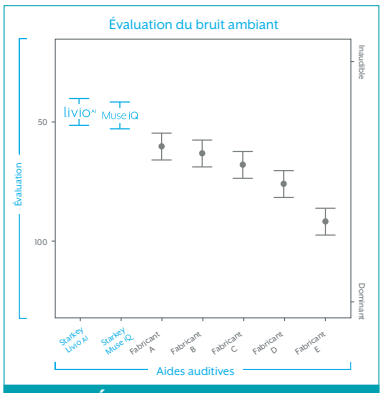


Figure 4 : Évaluations du bruit de fond pour l'ensemble des sept dispositifs.

Bruit ambiant. Il a été demandé aux participants d'évaluer le niveau de bruit perçu via chacune des aides auditives, allant de « dominant » à « inaudible ». La figure 4 montre que Livio AI et Muse iQ de Starkey ont obtenu les scores les plus faibles concernant le bruit de fond sur l'ensemble des quatre scénarios sonores, l'appareil du fabricant E étant évalué comme présentant le niveau de bruit le plus prédominant.

Réverbération. Outre le bruit de fond, il a été demandé aux participants d'évaluer la distorsion, en termes de réverbération, pour chacun des systèmes d'aides auditives dans chaque condition. La figure 5 montre les évaluations moyennes en matière de réverbération, allant de « Beaucoup » à « Un peu » pour l'ensemble des sept dispositifs testés.
De nouveau, Livio AI et Muse iQ de Starkey ont obenu les scores de réverbération les plus bas sur l'ensemble des scénarios acoustiques, et l'appareil du fabricant E a été noté comme présetant la distorsion/ réverbération la plus élevée.

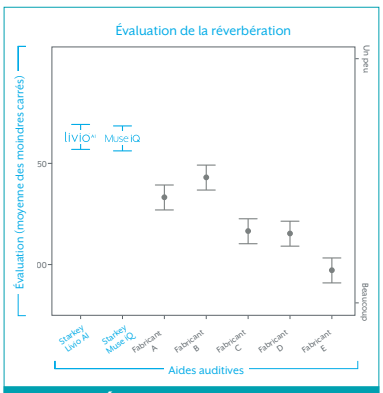


Figure 5 : Évaluations de la réverbération pour l'ensemble des sept dispositifs testés.

Conclusions

Vingt participants présentant une déficience auditive ont réalisé une évaluation randomisée en double insu de perception de sept paires d'aides auditives disponibles sur le marché au sein du laboratoire FORCE Technology, SenseLab, société d'évaluation de la perception indépendante. L'étude était basée sur des enregistrements des aides auditives réalisés sur un mannequin KEMAR, dans quatre conditions d'écoute de la parole en présence d'un niveau de bruit ambiant intense.

Les résultats de l'étude ont montré que les deux paires d'aides auditives de Starkey ont été jugées comme présentant une intensité sonore moindre en comparaison avec les aides auditives haut de gamme des autres fabricants et pour l'ensemble des quatre conditions d'environnements sonores bruyants testées. Outre leurs meilleures performances dans le bruit, Livio AI et Muse iQ de Starkey ont été jugées comme présentant le moins de distorsion, en termes de réverbération exprimée, pour l'ensemble des scénarios acoustiques.

En résumé, l'étude du laboratoire FORCE Technology, SenseLable à montré que les aides auditives Starkey ont été préférées par les participants lorsqu'elles ont été comparées à l'ensemble des dispositifs concurrents. Les caractérisitiques qui ont été préférées sont la perception du faible niveau de bruit et un inconfort minime et leur faible distorsion dans les environnements sonores bruyants et complexes aussi bien pour des voix masculines que féminines.

Références

1. Aazh, H., Prasher, D., Nanchahal, K., & Moore, B. C. (2015). Hearingaid use and its determinants in the UK National Health Service: a cross-sectional study at the Royal Surrey County Hospital. International Journal of Audiology, 54(3), 152-161.
2. Abrams HB, Kihm J. An Introduction to MarkeTrak IX: A New Baseline for the Hearing Aid Market. Hearing Review. 2015;22(6):16.
3. Johnson, J. A., Xu, J., & Cox, R. M. (2016). Impact of hearing aid technology on outcomes in daily life II: Speech understanding and listening effort. Ear and hearing, 37(5), 529.

chroniques dyapason

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

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

Inscrivez-vous sur dyapason-chroniques.fr

RÉSEAU dyapason

Les audioprothésistes experts en santé auditive

HIGH DEFINITION HEARING

Des réglages fins à distance chez vous, en conditions réelles

Tech Topic I Avril 2019 Hearing Review
Par Marianne Sonne, MA, Laura Winther Balling, PhD, et Eva Lilja Nilsson

Widex Remote Care permet d'accéder à tous les paramètres de réglage nécessaires, pour adapter toutes les aides auditives Widex, et offre une connexion instantanée et facile à celles-ci. Il est conçu pour offrir la souplesse nécessaire pour répondre aux besoins quotidiens des audioprothésistes et des utilisateurs d'aides auditives.

Les réglages auditifs ont toujours eu lieu en centre d'audioprothèse. Les visites à domicile sont rares en raison du temps requis pour se rendre chez les patients. Il ne fait aucun doute que les audioprothésistes passent beaucoup de temps dans leur centre à essayer de comprendre la réalité auditive des patients afin de déterminer les meilleures aides auditives et les réglages les plus fins pour eux. Il est important de comprendre l'utilisation des aides auditives en conditions réelles de la vie de chaque patient, mais cela n'est pas toujours facile en se trouvant dans un centre d'audioprothèse, loin du quotidien du patient.

Au contraire, l'adaptation et le réglage précis à distance permettent à l'audioprothésiste d'être présent dans la vie quotidienne du patient, lorsque le patient a besoin de conseils et là où il est possible d'entendre et de comprendre les caractéristiques du paysage sonore qui gênent le patient, et enfin de régler les aides auditives en conséquence. Ce système peut également être la solution pour les patients ayant des difficultés à se rendre au centre d'audioprothèse en raison de la distance, du manque de temps ou de problèmes de mobilité. L'accès aux services audiologiques traditionnels peut être limité pour les patients qui vivent en milieu rural ou qui sont immobilisés chez eux.[1] Pour les personnes très occupées, il peut également être difficile de se rendre chez l'audioprothésiste. Les sessions à distance peuvent éventuellement résoudre ces divers problèmes.

Cette approche à distance peut être désignée par diverses expressions : eAudiologie, télésanté, télé-audiologie ou soins à distance. Un groupe de consensus recommande le terme eAudiologie afin d'intégrer les technologies et services qui permettent la prestation à distance de soins audiologiques à chaque étape du parcours du patient.[2]

L'eAudiologie devient plus accessible, car les patients sont plus familiers aux technologies numériques et parce que l'utilisation des smartphones est de plus en plus fréquente.[3] Un sondage de 2018 du centre de recherche Pew Research Center montre que, aux États-Unis, 46 % des plus de 65 ans possèdent un smartphone. Ce nombre passe à 73 % pour les 50-64 ans.[4] Les personnes habituées aux smartphones peuvent être de bons candidats à l'eAudiologie.

L'utilisateur profitera de l'eAudiologie si la solution de connexion à distance répond aux besoins de l'audioprothésiste et de l'utilisateur d'aides auditives. Pour une expérience globale optimale, le système doit être simple à utiliser pour les deux interlocuteurs, et il doit permettre une communication totale, un accès à tous les paramètres de réglages, l'adaptation de toutes les aides auditives et il doit offrir une connexion instantanée et facile vers les aides auditives. En fait, le système doit permettre à l'audioprothésiste de travailler comme si le patient était avec lui en cabine.

Widex a accepté le défi de créer un système permettant aux audioprothésistes d'avoir accès à tous les paramètres de réglage pour toutes les aides auditives sans fil : WIDEX REMOTE CARE. Cet article décrit la solution et communique les résultats d'un sondage ayant estimé son utilisation en conditions réelles.

Utilisation de Widex Remote Care

Le système Remote Care se compose de l'application Remote Care App (disponible dans l'App Store et sur Google Play) et d'un dispositif Widex Remote Link pour les utilisateurs d'aides auditives. Au centre d'audioprothèse, l'audioprothésiste utilisera COMPASS GPS de manière habituelle, en ayant activé Remote Care.

Pour commencer une session de soins réglages à distance, l'audioprothésiste se connecte via l'onglet Remote Care dans Compass GPS, et l'utilisateur d'aides auditives se connecte via l'application installée sur son smartphone ou sa tablette (Figure 1). Ils se voient par l'écran du smartphone ou de la tablette.

Figure 1. Illustration du processus d'utilisation de Widex REMOTE CARE, montrant la configuration globale dans la partie supérieure de l'illustration et les détails des connexions entre les dispositifs dans la partie inférieure.

L'audioprothésiste demande au patient d'allumer son Remote Link. Ses aides auditives se connectent alors au Remote Link et (via l'application) au Compass GPS de l'audioprothésiste. Une fois connecté, l'audioprothésiste peut réaliser le réglage précis nécessaire des aides auditives.

Le système Remote Care se connecte à toutes les aides auditives sans fil WIDEX sur la plateforme via le logiciel Compass GPS et la session Remote Care ne limite en rien les possibilités d'ajustement sous Compass GPS. Par exemple, l'audioprothésiste peut modifier les réglages des programmes ou réaliser un réglage de précision, exactement comme il le ferait au centre d'audioprothèse.

La première visite et la programmation initiale des aides auditives aura lieu en face à face au centre d'audioprothèse. Pour de nombreuses personnes, il est plus facile d'établir une relation et de déterminer une chronologie d'action lors d'une rencontre physique, si cela est possible. Toutefois, l'adaptation initiale et le suivi d'adaptation peuvent être réalisés aussi en sessions à distance.

Traditionnellement, Widex réalise des adaptations de précision grâce aux divers outils proposées par GPS. Ceci se fait en partie grâce aux fonctions d'adaptation traditionnelles, telles que le Sensogramme, l'évaluation de l'acoustique in situ et le test de Larsen, ainsi qu'aux outils de vérification et de conseils, tels que le SoundTracker et le SpeechTracker. Remote Care permet aux audioprothésistes d'utiliser toutes ces fonctions comme des outils d'adaptation et de conseils pratiques et fiables. Le Sensogramme permet une adaptation de précision et

le SoundTracker aide l'audioprothésiste à conseiller, à montrer et décrire les bénéfices de l'utilisation des aides auditives dans divers environnements en mettant l'accent sur la parole.[5,6] Lors d'une session à distance, l'utilisation du Sensogramme peut permettre à l'audioprothésiste de déterminer si les seuils ont changé dans le temps et si d'autres rendez-vous sont nécessaires. Le fait d'utiliser le SoundTracker à des fins de conseil lors d'une session Remote Care peut permettre à l'audioprothésiste d'inclure des proches du patient qui ne pourraient sinon pas participer au rendez-vous et leur montrer les bénéfices de l'amplification. Une autre option consiste à utiliser le ServiceTracker dans GPS : l'utilisateur place ses aides auditives sur une table et l'audioprothésiste initialise le ServiceTracker. De cette façon, l'audioprothésiste peut rapidement déterminer si les aides fonctionnent correctement ou si une visite d'entretien est nécessaire.

L'un des principaux bénéfices d'une connexion à distance est que cela permet à l'audioprothésiste de résoudre les problèmes de réglage de précision dans l'environnement réel de l'utilisateur, par opposition aux estimations faites au centre d'audioprothèse. Grâce à cette approche de l'expérience réelle de l'utilisateur, la plupart des réglages par tâtonnements sont écartés et il est plus facile de choisir des aides auditives réglées aux conditions réelles.

Utilisation en conditions réelles du système Remote Care

Pour comprendre le fonctionement du Remote Care par les utilisateurs et les audioprothésistes, nous avons réalisé une enquête au cours de laquelle les utilisateurs et les audioprothésistes ont essayé le système et ses nombreuses fonctions en conditions réelles. En particulier, nous avons souhaité savoir ce que pensaient les utilisateurs et les audioprothésistes de la simplicité d'utilisation, de la souplesse et des résultats avec le système de connexion à distance.

Participants. Quatre audioprothésistes et 16 patients venant de quatre centres d'audioprothèse au Canada ont participé au sondage. Les audioprothésistes ont inclus choisi les 16 participants selon les critères d'inclusion suivants :

- Toutes les configurations de perte auditive dans la plage d'application de l'écouteur Fusion 2 M (Figure 2).

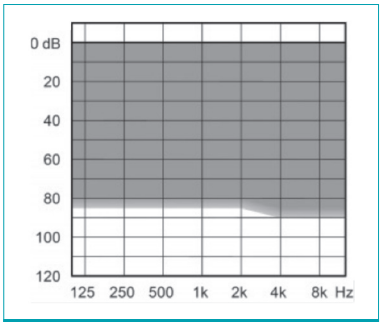


Figure 2. Plage d'application de l'écouteur Fusion 2 M.

- Tous les types de perte auditive : de transmission, neurosensorielle, mixte, etc.
- La perte auditive doit constituer la plainte principale, avec éventuellement des acouphènes, etc.
- Utilisateurs d'aides auditives expérimentés.
- Capacité à lire et remplir les questionnaires fournis.
- Capacité à utiliser un smartphone. Un smartphone Android a été fourni pendant la durée du sondage.
- Connexion Internet suffisante et habitude aux applications Skype/FaceTime.
- Les utilisateurs souhaitant un service de connexion à distance, notamment les personnes vivant loin, souhaitant éviter les transports, ayant des difficultés à se déplacer ou les personnes qui travaillent et qui ne souhaitent pas s'absenter de leur travail.

Sur les 16 utilisateurs d'aides auditives ayant participé, 63 % étaient des femmes et 37 % des hommes ; 69 % étaient dans la vie active, 6 % sans activité et 25 % étaient retraités. En moyenne, ils étaient âgés de 61 ans et portaient des aides auditives depuis 12 ans.

Équipements. Chaque audioprothésiste a reçu un ordinateur portable équipé de NOAH et une version de COMPASS GPS pour le réglage fin à distance. Chaque utilisateur d'aides auditives a reçu une stéréo d'aides auditives Widex EVOKE Fusion 2 adaptées à leur perte auditive, un smartphone avec une carte SIM 4G, un dispositif Remote Link et le questionnaire de cette étude.

Procédure. Au début de l'étude, avant d'utiliser le système de connexion à distance, chaque audioprothésiste participant a rempli un questionnaire afin d'évaluer ses attentes quant au système. Ils ont également reçu une formation sur l'utilisation du système. Pendant l'enquête, ils ont rempli de brefs questionnaires pour chaque session de réglage fin à distance, ainsi qu'un dernier questionnaire plus détaillé après la période de sondage, résumant leurs expériences avec le système.

Les audioprothésistes ont sélectionné des utilisateurs d'aides auditives répondant aux critères d'inclusion. Les patients ont été examinés d'un point de vue audiologique et ont été appareillés avec une stéréo EVOKE Fusion 2. Lors de la première adaptation, l'application Remote Care a été installée sur le smartphone fourni et l'utilisateur d'aides auditives a reçu une formation pour l'utiliser. Une session de suivi a été programmée quelques jours après l'adaptation initiale afin de s'assurer que tous les participants savaient comment utiliser le système Remote Care et réaliser tous les réglages de précision nécessaires. Après 10 à 12 jours, une autre session à distance a été programmée, et 10 à 12 jours après, il y a eu une visite de suivi au centre d'audioprothèse, au cours de laquelle les équipements et questionnaires ont été rapportés. Chaque utilisateur final a rempli un questionnaire sur l'expérience de connexion à distance après avoir bénéficié de deux sessions de réglage fin à distance.

Après avoir répondu au sondage, des entretiens ont été menés avec les quatre audioprothésistes afin d'en savoir davantage sur l'utilisation en conditions réelles, ce qui a permis de compléter les informations obtenues grâce aux questionnaires.

Résultats

Simplicité d'utilisation. Globalement, les patients ont estimé que les différents équipements et le système étaient faciles à utiliser (Figure 3), la majorité des utilisateurs les ayant trouvés « Très faciles à utiliser ». Les quelques difficultés rencontrées ont été causés par des connexions Wi-Fi non optimales ayant perturbé les sessions Remote Care. 6 des patients ont connu une ou deux de ces situations mineures de stabilité. Dix n'en ont eu rencontré aucune.

Les audioprothésistes ont été interrogés sur leurs attentes quant à la simplicité d'utilisation avant la période de sondage et sur la simplicité d'utilisation réelle après la période de sondage. L'un d'entre eux s'attendait à ce que le système soit « Un peu difficile » à utiliser et un autre « Plutôt facile » à utiliser, tandis que deux autres s'attendaient à ce que le système soit « Très facile » à utiliser. Après utilisation, ils

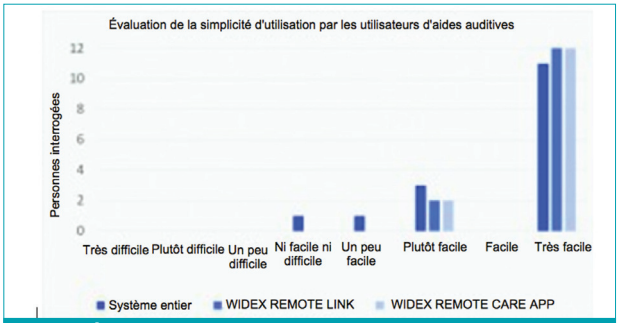


Figure 3. Évaluation par les utilisateurs d'aides auditives participants de la simplicité d'utilisation du système Widex Remote Care et de chacun de ses composants : Remote Link et l'application.

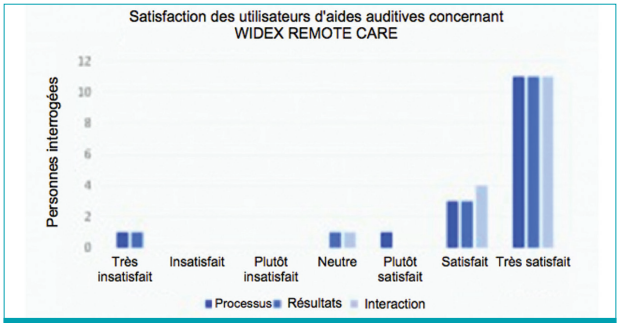


Figure 4. Répartition des réponses patients quant à leur satisfaction concernant le processus, le résultat et l'interaction avec l'audioprothésiste.

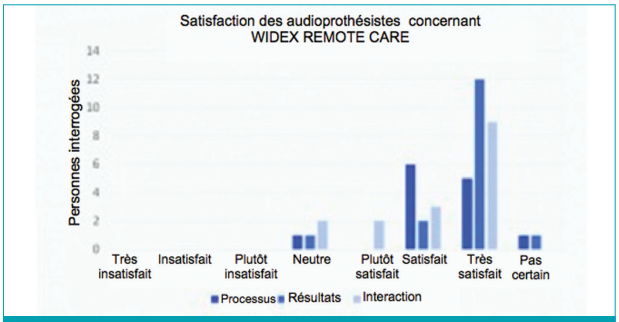


Figure 5. Répartition des réponses des audioprothésistes quant à leur satisfaction concernant le processus, le résultat et l'interaction avec les utilisateurs d'aides auditives pour chaque session de réglage fin (2 par utilisateur final).

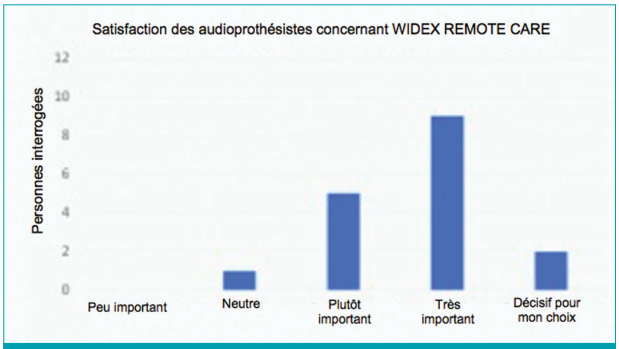


Figure 6. Répartition des réponses concernant l'importance perçue de l'accès à Widex Remote Care.

ont tous évalué le système comme étant « Très facile » à utiliser. Au vu de leurs commentaires, ils ont rapidement appris à dépanner les éventuels problèmes de connexion et ont donc attribué une note plus élevée à la simplicité d'utilisation après avoir acquis de l'expérience avec le système. En d'autres termes, le système Widex Remote Care a été considéré comme très simple à utiliser par tous les audioprothésistes participants, même avec l'expérience relativement limitée acquise lors de la période de sondage.

Performance. La performance peut être évaluée de nombreuses façons. Un aspect central est la mesure dans laquelle les objectifs globaux de la session sont atteints. Dans ce sondage, les audioprothésistes et les utilisateurs d'aides auditives ont majoritairement été très satisfaits par le processus à distance global, le résultat de la session à distance et l'interaction qu'ils ont eue avec leurs patients à distance.

La Figure 4 montre que la plupart des utilisateurs d'aides auditives ont été « Très satisfaits » du processus, du résultat et de l'interaction avec Widex Remote Care. Un utilisateur d'aides auditives n'a pas été satisfait de la session à distance, car l'aspect social était très important pour lui. Toutefois, la même personne a également indiqué que pour l'un de ses proches atteint de démence sévère, cela constituerait une bonne alternative plutôt que d'avoir à quitter son domicile, ce qui est source d'angoisse. Globalement, ces résultats indiquent que la performance est jugée satisfaisante par les utilisateurs d'aides auditives, et il en est de même pour les audioprothésistes (Figure 5).

Lorsqu'ils ont rempli le questionnaire, deux des audioprothésistes ont indiqué qu'ils avaient passé plus de temps sur une session Remote Care qu'en temps normal dans leur cabine. Toutefois, lorsqu'ils ont été interrogés lors de l'entretien de suivi, ils ont répondu qu'en ayant pris l'habitude d'utiliser le système et de sélectionner les utilisateurs d'aides auditives concernés, ils pensaient que l'accès à un système de connexion à distance leur permettrait de mieux aider leurs patients, tout en économisant du temps pour les utilisateurs finaux et eux-mêmes en tant que cliniciens. Tous les audioprothésistes participants espéraient que les sessions de connexion à distance remplaceraient, dans une certaine mesure, les sessions de réglage de précision en centre, pour les patients concernés, car les résultats étaient considérés comme les mêmes qu'en centre d'audioprothèse.

Réglage à distance dans le modèle de prestation de services ou comme option. Les réglages de précision réalisés étaient pour la plupart des modifications du gain et des programmes. Les audioprothésistes pensent également que l'accès aux systèmes tels que Remote Care pourrait entraîner un plus grand nombre de demandes de réglage à distance, car ils auraient la capacité à aider les personnes qui ne pourraient se rendre en centre d'audioprothèse en raison des contraintes de temps ou de déplacement, par exemple. Cela pourrait influencer les services proposés aux utilisateurs d'aides auditives afin de garantir un bon équilibre entre la disponibilité et le prix. Au cours des sondages, les audioprothésistes ont estimé que l'accès plus facile au réglage fin permettrait d'économiser du temps lors de chaque session et d'avoir des utilisateurs d'aides auditives plus satisfaits.

Même si les produits de télésanté en général et les diverses options d'eAudiologie sont disponibles depuis quelques temps, il est encore possible d'étendre leur utilisation dans les soins auditifs.[7] Afin d'avoir un aperçu des éventuels avantages et inconvénients du point de vue des utilisateurs d'aides auditives, ceux-ci ont dû indiquer s'ils considéraient Remote Care comme un service supplémentaire par rapport à un réglage de précision traditionnel, réalisé au

centre d'audioprothèse. Sur les 16 patients, 10 ont considéré que l'accès à Remote Care était un service supplémentaire, trois n'en étaient pas certains et trois ne l'ont pas considéré comme tel. Lorsqu'ils ont été interrogés sur la commodité de pouvoir bénéficier d'un réglage de précision à distance de leurs aides auditives, 13 ont trouvé cela « Très pratique », deux « Pratique » et un seul « Très peu pratique ».

Une question apparentée a été soumise aux utilisateurs d'aides auditives sur l'importance pour eux d'avoir accès à des solutions de réglage de précision à distance. Voici les réponses après avoir essayé une telle solution : un utilisateur était « Neutre », cinq ont trouvé cela «Plutôt important », neuf « Très important » et deux ont indiqué que cela était décisif pour leur choix d'un centre d'audioprothèse (Figure 6). Globalement, le fait d'accéder au réglage de précision à distance est pratique et important, au moins pour un groupe de patients comme celui-ci.

Intégration à des visites programmées traditionnelles. Les audioprothésistes ont déclaré que, pour les patients concernés, il est plus rapide de configurer une session à distance que d'organiser un créneau horaire pour un réglage de précision au centre d'audioprothèse et que l'interaction avec les patients était similaire à un rendez-vous en cabine, à l'exception que le service à distance fait gagner du temps aux utilisateurs d'aides auditives et leur épargne la contrainte du transport.

Tous les audioprothésistes ont indiqué qu'ils avaient pu rapidement atteindre leurs objectifs de la session sans compromettre les ajustements aux patients. L'un a indiqué que l'utilisation de Remote Care avait amélioré les interactions avec un utilisateur d'aides auditives spécifique, car il s'agissait d'une personne qui se rendait rarement aux rendez-vous en raison de son emploi du temps chargé. Toutefois, plusieurs audioprothésistes ont également indiqué qu'il fallait du temps pour s'habituer au système et être à l'aise avec cette nouvelle façon de communiquer avec les patients. Avant le sondage, ils craignaient que la communication avec les utilisateurs d'aides auditives puisse être influencée par la distance, mais après avoir essayé le système, cela s'est révélé ne pas être le cas.

Qui peut tirer le plus parti des réglages à distance ? Une autre question, qui est particulièrement vraie pour les audioprothésistes qui envisagent d'utiliser un système de réglages à distance, concerne les utilisateurs d'aides auditives qui pourront tirer le plus de bénéfices d'un tel système. Dans le cadre de ce sondage, les audioprothésistes ont dû indiquer, après avoir répondu au sondage, quels utilisateurs d'aides auditives tireraient le plus parti d'un accès aux réglages à distance selon eux. Aucun groupe ne s'est démarqué. En fait, de nombreux types d'utilisateurs d'aides auditives différents ont été mentionnés, notamment :

1) Les personnes pour qui il est difficile de se rendre au centre d'audioprothèse ;
2) Les jeunes utilisateurs ;
3) Les personnes qui vivent loin ;
4) Les personnes en activité ;
5) Les utilisateurs inexpérimentés qui ont besoin d'une aide supplémentaire ;
6) Les utilisateurs expérimentés ayant rencontré un problème ;
7) Les utilisateurs qui doivent faire faire envisager une révision annuelle ou revérifier la performance du Sensogramme.

En d'autres termes, il semble qu'un grand nombre d'utilisateurs soient des candidats aux réglages auditifs à distance, en particulier avec un système tel que Widex Remote Care qui permet les mêmes fonctionnalités d'adaptation qu'en centre d'audioprothèse.

Discussion

Dans ce sondage, les utilisateurs d'aides auditives étaient âgés en moyenne de 61 ans, et 69 % d'entre eux étaient dans la vie active. Le fait que nombre d'entre eux se trouvaient dans le segment plus jeune des utilisateurs d'aides auditives a probablement influencé leurs attentes, ainsi que leurs réponses. Par exemple, le fait d'utiliser l'heure du déjeuner pour une session à distance plutôt que de prendre sur son leur temps de travail pour se rendre au centre d'audioprothèse correspond réellement à un groupe comme celui-ci. Pour les audioprothésistes, cela signifie qu'ils pourraient conserver une relation professionnelle avec les utilisateurs d'aides auditives qui n'auraient peut-être pas eu le temps pour un rendez-vous. Toutefois, il y a également eu plusieurs exemples d'utilisation de la solution de soins connexion à distance dans diverses autres situations, dans lesquelles l'utilisateur d'aides auditives était dans l'incapacité de se rendre au centre d'audioprothèse car il n'était pas en ville, qu'il était en voyage ou qu'il était malade. Le système Remote Care semble donc être adapté à un grand nombre de patients.

Les utilisateurs d'aides auditives ayant participé au sondage ont généralement été satisfaits du processus, du résultat et de l'interaction lors de l'utilisation d'un système d'adaptation à distance. Au début, les audioprothésistes ont eu besoin de temps pour apprendre ce nouveau mode de communication avec leurs patients. Toutefois, tous ont indiqué que la possibilité d'utiliser Remote Care était une bonne alternative aux rendez-vous en centre d'audioprothèse pour les utilisateurs d'aides auditives concernés. La définition d'« utilisateurs concernés » n'est pas figée et dépend beaucoup des personnes impliquées. Cependant, les résultats du sondage ont indiqué qu'il y avait beaucoup d'utilisateurs concernés. Pour certains utilisateurs d'aides auditives et audioprothésistes, les bénéfices, professionnels ou sociaux, d'une session physique en centre d'audioprothèse sont très importants, et le resteront, mais la souplesse d'une option d'adaptation à distance est susceptible d'être attractive pour nombre d'entre eux.

En outre, pour de nombreux audioprothésistes, Remote Care offre de nouvelles possibilités de services. Fondamentalement, dans le cadre du sondage, les audioprothésistes ont pensé que le système était bénéfique pour une large part de leur patientelle et qu'il était adapté à différents types de service, notamment la révision annuelle et les vérifications ultérieures de la performance du Sensogramme, en plus du réglage de précision des aides auditives étudié dans ce sondage.

La valeur d'un tel système au quotidien repose sur différents facteurs, parmi lesquels la simplicité d'utilisation qui est essentielle. L'application Remote Care et Remote Link ont été notés dans ce sondage comme étant « Très faciles » à utiliser par 14 des 16 participants, et comme « Plutôt faciles » à utiliser par les 2 autres. De même, 13 des 16 utilisateurs ont trouvé que le système était très simple à utiliser et 9 utilisateurs d'aides auditives l'ont également jugé « Très important » pour avoir accès à des soins à distance dans le futur. L'utilité du système dépend toutefois de la disponibilité d'une bonne connectivité. Si la connectivité est bonne, il est possible de réaliser un réglage de précision n'importe où, et ce, même dans un centre commercial, s'il s'agit d'une zone problématique identifiée par le patient.

Pour les audioprothésistes, de nouvelles façons d'interagir avec les utilisateurs d'aides auditives ont été mentionnées avec Widex Remote Care. Un élément important

de l'utilité d'un système est la mesure dans laquelle il peut être exploité avec différents types de patients, avec différents modèles d'aide auditive, pour différentes options de réglage de précision et différents modèles de prestation de services. Widex Remote Care permet aux audioprothésistes de se connecter à toutes les aides auditives sans fil Widex, ainsi qu'à toutes les options de réglage de précision. Cela signifie que les Sensogrammes, les tests de Larsen, les réglages de gain et les options de programme sont à portée de main si besoin. Le bénéfice immédiat pour les utilisateurs finaux est qu'ils peuvent accéder à ce service sans avoir nécessairement à utiliser les toutes dernières aides auditives avec une connectivité basée sur smartphone.

Conclusion

Le système d'eAudiologie utilisé dans ce sondage, Widex Remote Care, a offert la souplesse nécessaire concernant le logiciel d'adaptation, l'application Remote Care et le dispositif Remote Link pour répondre aux besoins quotidiens des audioprothésistes et des utilisateurs d'aides auditives. Le système est totalement portable et est donc adapté au modèle de prestation de services correspondant le plus à chaque audioprothésiste.

L'utilisation d'un tel système requiert une évolution de l'état d'esprit, par rapport aux sessions en centre d'audioprothèse qui définissent le service traditionnel.

Marianne Sonne, MA, et Laura Winther Balling, PhD, sont des spécialistes en données et recherche, et Eva Lilja Nilsson, BA, est spécialiste principale en audiologie chez Widex A/S à Lynge, au Danemark.

Néanmoins, les audioprothésistes ayant participé ont très rapidement constaté que ce système pouvait être une nouvelle option envisageable pour offrir des services à leurs patients. Plus important encore, les utilisateurs d'aides auditives ayant participé ont été satisfaits du processus, du résultat et de leur expérience. Par conséquent, la mise à disposition de Widex Remote Care constitue une nouvelle étape supplémentaire importante pour faciliter les soins auditifs en conditions réelles,[8] car la collaboration entre l'utilisateur d'aides auditives et l'audioprothésiste peut être adaptée aux besoins précis des deux de façon simple et flexible.

À propos des auteurs : Marianne Sonne, MA, et Laura Winther Balling, PhD, sont des spécialistes en données et recherche et Eva Lilja Nilsson, BA, est sénior spécialiste en audiologie chez Widex A/S à Lynge, au Danemark. **Toute correspondance** peut être adressée au Dr Sonne sur : ms@widex.com

Citation pour cet article : Sonne M, Balling LW, Nilsson EL. Right at home: Remote care in real life. Hearing Review. 2019;26(4)[Apr]:22-28.

Références

1. Angley GP, Schnittker JA, Tharpe AM. Remote hearing aid support: The next frontier. J Am Acad Audiol.2017;28(10):893-900.
2. Montano J, Angley G, Ryan-Bane C, et al. eAudiology: Shifting from theory to practice. Hearing Review.2018;25(9):20-24.
3. Jacobs PG, Saunders GH. New opportunities and challenges for teleaudiology within Department of Veterans Affairs. J Rehabil Res Dev. 2014;51(5):7-11.
4. Pew Research Center. Mobile fact sheet. http://www.pewinternet.org/fact-sheet/mobile/. Published February 5, 2018.
5. Kuk F. In-situ thresholds for hearing aid fittings. Hearing Review.2012;19(12):26–28, 30.
6. Oeding K, Valente M. Differences in sensation level between the Widex SoundTracker and two real-ear analyzers. J Am Acad Audiol. 2013;24(8):660–670
7. Ravi R, Gunjawate DR, Yerraguntla K, Driscoll C. Knowledge and perceptions of teleaudiology among audiologists: A systematic review. J Audiol Otol.2018;22(3):120-127.
8. Balling LW, Townend O, Switalski W. Real-life hearing aid benefit with Widex EVOKE. Hearing Review.2019;26(3):30-36.

Enseignement

DU Audiophonologie et otologie de l'enfant

Service d'ORL Pédiatrique et de Chirurgie Cervico-faciale - Hôpital Universitaire Necker Enfants-Malades - Université Paris V, Faculté de Médecine Paris-Descartes

Directeur d'enseignement :
Pr E.N. Garabédian

Responsables de l'enseignement d'Audiophonologie :
Pr N. Loundon, Pr V Couloigner

Responsables de l'enseignement d'Otologie : Pr F. Denoyelle,
Pr N. Leboulanger

Ouvert aux médecins ORL, phoniatres, médecins de centres spécialisés, orthophonistes, audioprothésistes, psychologues, professeurs de sourds, instituteurs spécialisés. Comportant un tronc commun obligatoire d'audiophonologie et une option otologie réservée aux médecins ORL. Organisation de l'enseignement sur 8 vendredis et un jeudi entre novembre 2019 et juin 2020 (cours théoriques et cours pratiques) avec clôture du diplôme par examen écrit.

Frais d'inscription : 1000 € (Internes et formation initiale 500 €). Agrément Formation Médicale Continue, Agrément Formation Permanente

Renseignements : secrétariat, Tél : 01 71 39 67 84, fax : 01 71 39 67 00. Clôture des inscriptions : 8 novembre 2019.

DU Audioprothèses implantables chez l'adulte

Responsable : Dr Isabelle Mosnier

Co-Responsable : Pr Olivier Sterkers

Les cours à la Faculté de Médecine Pitié-Salpétrière ont lieu les jeudi et vendredis toute la journée, et les samedis matin, comme suit : Jeudi 28, Vendredi 29 et Samedi 30 Novembre 2019. Jeudi 16, Vendredi 17 et samedi 18 Janvier 2020. Jeudi 2 et vendredi 3 Avril 2020.Un stage de deux jours consécutifs dans le centre implant en Avril et Mai 2020 à organiser individuellement avec chaque étudiant.

Examen le vendredi 5 Juin 2020 à 9 heures (durée 2 heures).

Clôture des inscriptions pédagogiques : 31 Octobre 2019.

INSCRIPTION

Mme Fontaine, Dr. I. Mosnier 01 42 16 26 03
labo-audio.orl@aphp.fr ou
isabelle.mosnier@aphp.fr
Faculté de Médecine Pierre et Marie Curie
Tél : 01.44.27.45.76/82 ou 94
medecine-dfs-scol3@sorbonne-universite.fr
www.fmpmc.sorbonne-universite.fr

Télégraphe entre l'Europe et l'Asie

Cabines téléphoniques

Connectivité 2,4 GHz

Technologie Made for iPhone™

ReSound GN

Beltone™

150

GN Making Life Sound Better FOR 150 YEARS

2019

LA SOLUTION RECHARGEABLE LA PLUS AVANCÉE DU MARCHÉ

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

LABO À CÉDER

CENTRE EXCLUSIF
à Saint-Denis de La Réunion
Présence depuis 30 ans
Rue très passante – très bonne visibilité et fort potentiel
VENTE CAUSE DÉPART À L'ÉTRANGER

Contact Monsieur Babaï
au 0692824489
souheil.babai@gmail.com
www.correction-auditive-babai.re

OPTICAL CENTER
OPTIQUE & AUDITION

Nous recherchons
des Audioprothésistes Diplômés
pour nos cabines Franchisées
de Dijon et Troyes

Vous travaillerez dans des conditions optimales :
- Assistante
- Plateaux techniques modernes : vidéo otoscope, Otoscan, etc.
- Patientèle existante de qualité
- 1 seule cabine à gérer
- Equipe jeune et dynamique en magasin d'optique

Objectifs :
Développer et fidéliser la patientèle

Avantages :
Mutuelle, tickets restaurants, très beau salaire avec primes
Prise en charge des frais de transport si candidat extérieur
CDI, minimum 2 jours/semaine ou temps plein idéalement.

Contacter le franchisé
Alexis Bocca au 06 89 91 73 63

Révélons notre acuité humaine.

GRANDAUDITION

On peut tout nous copier **sauf nos Hommes**

Nous avons besoin de vos talents !

recrutement@grandaudition.com

> ANNONCES

GN Hearing France renforce son pôle technique intra-auriculaire.
CDI temps complet - Poste basé à Rungis (94)
Expérience en laboratoire d'intra-auriculaires/embouts impérative.

Afin de renforcer son pôle intra-auriculaires, GN Hearing France recrute une personne ayant une maîtrise appuyée dans le domaine des intra-auriculaires. Rattaché(e) au Responsable Customer Care, vous serez chargé(e) d'assurer **l'enregistrement des commandes, le contrôle qualité, la fiabilité et le suivi de fabrications des intra-auriculaires GN** auprès du groupe et de nos clients audios, pour les marques ReSound et Beltone.

Une très bonne connaissance des intra-auriculaires et un fort sens du service aux clients sont des pré-requis nécessaires pour intégrer notre équipe et mener à bien cette mission.
La maîtrise des outils informatiques est indispensable et la pratique de l'anglais est un sérieux plus.

Rejoignez **un groupe international** tout en travaillant dans **une structure à taille humaine.**

Rémunération attractive (fixe + prime)
Avantages : Mutuelle + prévoyance, tickets restaurants, RTT
Poste à pourvoir dès maintenant.

Merci de transmettre votre candidature par e-mail à :
Mme Sylvie Benoist
En charge du recrutement
sbenoist@gnhearing.com

A propos du groupe GN
GN est un leader mondial en solutions audio intelligentes depuis 150 ans avec une expertise de pointe mondiale en matière d'audition, de son, de technologie sans fil et de collaborations avec des partenaires technologiques de premier plan. Les solutions GN sont commercialisées sous les marques ReSound et Beltone. Fondé en 1869, le groupe GN emploie plus de 6 000 personnes et est coté au Nasdaq de Copenhague.

GN

AUDITION CONSEIL

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 1er réseau d'audioprothésistes indépendants sous enseigne

Contactez Denis Kocher,
Directeur du développement

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

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

auditionconseil.fr

LES LABORATOIRES D'AUDIOLOGIE RENARD
recherchent de nouveaux talents dans le cadre de leur développement

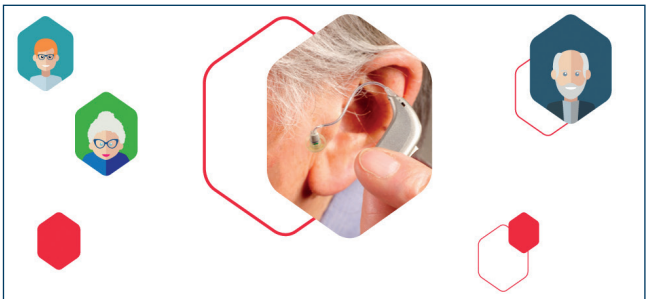
2 audioprothésistes D.E. pour les laboratoires de

DUNKERQUE et VALENCIENNES (59)

CDI temps plein à pourvoir immédiatement
Jeunes diplômé(e)s bienvenu(e)s
Formation assurée

Laboratoire d'Audiologie RENARD
Protection et correction de l'audition
www.laborenard.fr

Contactez directement Christian RENARD
03.20.57.85.21 ou contact@laborenard.fr



La MFN recrute
DES AUDIOPROTHÉSISTES
Pour nos centres de Normandie

REJOIGNEZ NOUS !

Envoyer votre CV et votre lettre de motivation sur
frantz.kurz-schneider@mfn-ssam.fr

MUTUALITÉ FRANÇAISE
NORMANDIE
SERVICES DE SOINS ET D'ACCOMPAGNEMENT MUTUALISTES

Styletto™ Connect.

BIEN PLUS QU'UNE AIDE AUDITIVE.

Un aboutissement technologique, design, rechargeable et connecté.

Nouveau design

Le **design** du Styletto Connect a été retravaillé pour **plus de performances** associé à son nouvel **écrin de charge blanc**, nouveaux indicateurs Leds.

Rechargeable

Batterie Lithium-Ion et **écrin de charge nomade**, 4* jours d'autonomie, avec **redémarrage automatique après char**

Connectivité

Bluetooth® Low Energy pour le streaming en stéréo **du téléphone, de la musique et de la TV.**

GOLD AWARD 2019

reddot award 2018 best of the best

signia-pro.fr

Juin 2019. (1) Low Energy = basse consommation. (2) Pour une utilisation moyenne de 19h par jour, après 1 charge complète des aides auditives et de l'écrin de charge, lequel permet 3 cycles de charge supplémentaires. Les marques et symboles Bluetooth sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par Signia GmbH sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Cet appareil auditif est destiné aux personnes souffrant de troubles de l'audition, caractéristiques techniques disponibles sur le site internet du fabricant. Dispositif Médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Classe II : Code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2307926, droite / 2396117, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 2392530, droite / 2341840, gauche (300 €). 06/2019 Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. © Signia GmbH 2019.

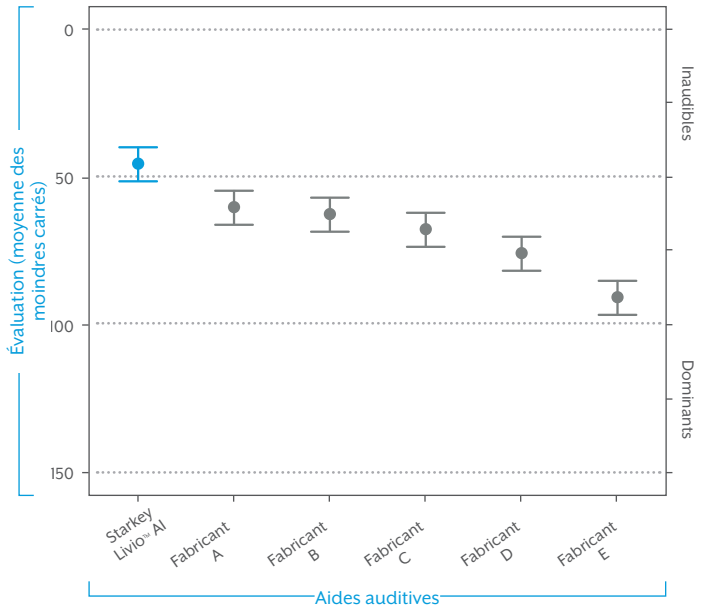
livio™ AI

Starkey®

Offrez à vos patients le meilleur en matière de gestion du bruit

La technologie de traitement du signal **Hearing Reality™** rend l'expérience d'écoute plus efficace et plus confortable : ses algorithmes de gestion du bruit réduisent les perturbations occasionnées par le brouhaha dans les environnements bruyants.

Évaluation des bruits de fond



Dans une étude[1] indépendante réalisée par le laboratoire Force Technology SenseLab au Danemark, les aides auditives Livio AI ont obtenu le meilleur score en matière de gestion du bruit.

Taux de satisfaction de **98 %** pour sa qualité sonore[2]

[1] Delta Senselab. (2018, novembre). FORCE Technology Venlighedsvej 4 2970 Horsholm, Danemark. «Préférence établie en matière de gestion du bruit pour les aides auditives Starkey» - disponible sur starkeyfrancepro.com.

[2] Étude CSAT Starkey Hearing Technologies

Hearing Reality™ et la plateforme Thrive™ offrent une expérience d'écoute exceptionnelle.

Retrouvez l'ensemble de nos études sur starkeyfrancepro.com.
Pour en savoir plus, contactez votre responsable régional des ventes.