

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Mars / Avril 2022 - Vol 35 - N°2 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR

DOSSIER
COMMUNICATIONS
EPU 2021

MÉTIER ET TECHNIQUE
PRÉSENTATION À L'UNESCO

IMPLANTS COCHLÉAIRES
DATA LOGGING ET
IMPLANTATION COCHLÉAIRE
PÉDIATRIQUE : UNE ÉTUDE
OBSERVATIONNELLE

CAS CLINIQUE

APPAREILLAGE D'UNE FILLE
DE 6 ANS POUR UN TROUBLE
DU TRAITEMENT AUDITIF

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS

Notre métier,
un engagement
qui change la vie.



Retrouvez nos offres d'emploi sur audika.fr



Être la **marque** de référence en France

C'est ce qui nous pousse à dépasser tous les jours pour viser l'excellence.
Un challenge excitant qui devient le vôtre !
Un accompagnement sur mesure et permanent.

Nous soutenons les **ambitions de chacun** et développons les expertises

Formations, coaching personnalisés, management de proximité
Rien n'est laissé au hasard pour vous épanouir et vous révéler.

Un environnement de travail confortable et **stimulant**

Nous facilitons au maximum votre quotidien: un(e) assistant(e) dans chaque centre exclusif, des services supports métier et technique, des équipements de qualité, etc.

Le cadre idéal pour vous consacrer à votre métier
d'audioprothésiste en tout sérénité.

Parlons-en **ensemble** !

Retrouvez nos offres sur recrutement.audika.fr ou contactez :

Ghislaine au 07 85 79 23 60
ou ghch@audika.com

Leanne au 06 31 29 96 71
ou lebc@audika.com

Pauline au 07 56 05 01 19
ou plcr@audika.com

Editeur : Collège National d'Audioprothèse
ANT Congrès - 154 avenue de Lodève
34070 Montpellier

Président : DEL RIO Matthieu
secretariat-cna@ant-congres.com

Directeur de la publication :
COEZ Arnaud - acoez@noos.fr

Rédacteur en chef :
AVAN Paul - paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation :

MBQ - BERTET Stéphanie
stephanie.bertet@mbq.fr

Publicité, petites annonces, abonnements :
editions-cna@orange.fr

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

BUREAU

Président : DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président : COLIN David

2^e Vice Présidente : BALET Charlotte

Secrétaire général : RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe : GUEMAS Céline

Trésorier Général : ROY Thomas

Trésorier Général adjoint : POTIER Morgan

Présidents d'Honneurs : BIZAGUET Eric,
LAURENT Stéphanie, LE HER François

MEMBRES

BESTEL Julie, BISCHOFF Hervé,
BLANCHET Jean-Jacques, COEZ Arnaud,
DEJEAN François, DELERCE Xavier,
GALLEGO Stéphane, GARNIER Stéphane,
GAULT Alexandre, GERBAUD Grégory,
GUTLEBEN Jehan, HANS Eric, HUGON Bernard,
JILLIOT Jérôme, KRAUSE Vincent, LASRY Yves,
LEFEVRE Frank, LEGRIS Elsa, NAHMANI Yoan,
REMBAUD Frédéric, ROBIER Mathieu,
ROY Benoit, SELDRAN Fabien, THIBAUT Philippe,
TRAN David, VESSON Jean-François, VINET Alain,
WALLAERT Nicolas, WATERLOT Paul-Edouard

MEMBRES HONORAIRES

ARTHAUD Patrick, AUDRY Jean-Claude,
BANCONS Jean †, Beraha Jean-Paul,
BIZAGUET Geneviève, CHEVILLARD Daniel,
DAGAIN Christine, DE BOCK Ronald †,
DEBRUILLE Xavier, DEGOVE François,
DEHAUSSY Jacques †, DUPRET Jean-Pierre †,
ELCABACHE Charles, FAGGIANO Robert,
FONTANEZ Francis, NICOT-MASSIAS Maryvonne,
OLD Jean †, PEIX Georges †,
RAINVILLE Maurice †, RENARD Xavier †,
VAYSSETTE Joany †, VEIT Paul †

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

CARLE Roberto, DODELE Léon, EL ZIR Elie,
ESTOPPEY Philippe †, GRAFF André †,
LUCARELLI Bruno, LURQUIN Philippe,
MAGNELLI Leonardo,
MARTINEZ OSORIO Carlos,
RENGLET Thierry, SAN JOSE Juan Martinez,
SCHWOB Christoph, TRUDEL Marc

Dépot Légal à date de parution

Le mot du président *Matthieu Del RIO*

3

5 Editorial *Paul Avan*



Dossier

6

Communications
EPU 2021

- **Impact du vieillissement et des pertes neurosensorielles sur la perception de la parole : la psychoacoustique au prisme des développements en traitement du signal audio.** **p.6**
Emmanuel PONSOT, Christian LORENZI
- **Les tests d'audiométrie vocale dans le calme et dans le bruit.** **p.14**
Julie BESTEL, Frédéric REMBAUD, Mathieu ROBIER
- **Mesures Objectives dans nos laboratoires. Une voie pour allier Efficacité et Qualité.** **p.25**
Céline Guémas, Stéphane LAURENT
- **Définition des classes I et II selon l'arrêté du 14/11/2018 : rapport d'étape et points de vigilances.** **p.28**
Jehan GUTLEBEN

Implant cochléaire

31

Data logging et implantation cochléaire
pédiatrique : une étude observationnelle
Suzanne FERRIER

Métier et technique

39

- **Présentation à l'UNESCO : Rendre la notion de 'décibel'(dB) aussi accessible que la notion de degré Celsius (°C). Construire la Paix dans l'esprit des hommes & des femmes .**
Arnaud COEZ

43 Cas clinique *David COLIN*

- **Appareillage d'une petite fille de 6 ans appareillée pour un trouble du traitement auditif**



Veille technique

Les innovations
des industriels

46



Offre d'emplois

64

Libérez la magie de l'enfance

Avec une large gamme d'aides auditives pédiatriques qui aident les enfants à se développer

Spécial
congrès SDA !
Conférence
dédiée le
samedi 19 mars
à 16h10



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

Donnez aux enfants l'accès à la scène sonore complète

Chez Oticon, nous savons que les enfants malentendants ont besoin d'un accès complet à la scène sonore.

Le nouvel Oticon Play PX est la première aide auditive pédiatrique au monde dotée d'un Réseau Neuronal Profond embarqué, qui a été entraîné à traiter toutes les expériences de sons. Dôté de technologies innovantes, Oticon Play PX est conçu pour accompagner le développement des enfants en leur assurant l'accès aux sons dont ils ont besoin pour grandir, se développer et s'épanouir.

Contactez votre Responsable Régional pour en savoir plus.

☎ 01 41 88 01 50

@ www.oticon.fr

✉ commandes@oticon.fr

in oticon



OTICON | Play PX

oticon
life-changing technology

Life-changing technology signifie Des technologies qui changent la vie.

LE MOT DU PRÉSIDENT

Ce numéro est en partie consacré aux communications proposées lors de la dernière édition de l'Enseignement post-universitaire en audioprothèse (EPU).



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse



Chers Collégiens, Chers Confrères, Chers Étudiants,

C'est avec un immense plaisir que je vous retrouve pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Nous sommes fiers de vous proposer une nouvelle maquette pour notre périodique qui, nous l'espérons, vous rendra la lecture plus agréable dans un format plus moderne ! Ce numéro est en partie consacré aux communications proposées lors de la dernière édition de l'Enseignement post-universitaire en audioprothèse (EPU). Parmi la multitude de sujets développés dans ce numéro du mois d'avril, nous vous proposons entre autres, une étude observationnelle sur le Data logging et l'implantation cochléaire pédiatrique.

La fin du mois de mars aura été marquée par un nouvel événement en présentiel pour notre profession et nous nous en réjouissons ! Le Congrès des audioprothésistes organisé par le SDA a su offrir - comme à l'accoutumée - d'intéressantes interventions et montré tout le dynamisme technologique, scientifique et entrepreneurial du secteur. Il est vrai que le dynamisme actuel de l'audioprothèse en France est historique.

En effet, un an après le plein déploiement du 100 % Santé, force est de constater que la réforme est un véritable succès : elle a su répondre aux attentes des patients en termes d'accès aux soins et de pouvoir d'achat en réduisant drastiquement leur reste à charge. Le Collège National d'Audioprothèse (CNA) ne peut que s'en féliciter. En ce sens, comme le rappelait Olivier Véran lors du comité de suivi de la réforme fin janvier, le nombre de patients équipés d'une aide auditive a augmenté de 77 % entre 2019 et 2021. Ce sont de ce fait près de 800 000 aides auditives 100 % Santé qui ont été délivrées depuis le début de la réforme. Si la tendance se poursuit, elle devrait permettre à la France de devenir le premier pays au monde en termes de taux d'équipement, devant le Danemark et ses 53 % de taux d'appareillage. Surtout, avec cette réforme, les pouvoirs publics ont su démontrer toute l'importance qu'ils portaient à la prise en charge de la surdité, véritable enjeu de santé publique.

Dans le même temps, le récent rapport réalisé par l'Inspection générale des affaires sociales (IGAS) et par l'Inspection générale de l'éducation, du sport et de la recherche (IGÉSR) recommande une nette augmentation du *numerus clausus* en vue de répondre au mieux à l'augmentation de la demande de patients souhaitant se faire appareiller. Si cette recommandation n'est en rien contraignante, je regrette que le prérequis à une telle recommandation d'augmentation - 150 à 200 professionnels issus des filières françaises - ne soit conditionné à une évaluation des autres "entrants" dans la profession. Au demeurant, d'autres pistes de réflexion existent afin de renforcer le nombre d'acteurs dans le secteur et, in fine, de faire preuve d'adaptation. Je pense en particulier à la création d'une profession intermédiaire d'assistant en audioprothèse et qui serait formé par voie d'apprentissage sur un temps plus court dont les prérogatives seront à définir. Cela pourrait permettre de libérer du temps utile à l'audioprothésiste avec son patient pour optimiser encore la qualité des réglages. Tout ceci, dans le but ultime d'améliorer encore le taux d'observance. Et nous répondrions en ce sens aux recommandations du rapport de l'IGAS qui s'intéresse à cette disposition, aux problèmes démographiques supposés (à confirmer par une étude de l'Observatoire national de la démographie des professions de santé l'ONDPS) par la délégation de tâches. Sans oublier les problématiques d'autorisations d'exercices des étudiants issus de filières parallèles.

Par ailleurs, je tiens à rappeler l'implication du Collège National d'Audioprothèse dans le travail de réingénierie de la formation. Inachevée en 2011, le Collège est aujourd'hui pleinement mobilisé pour que cette nécessaire évolution aboutisse pour être mise en œuvre - je l'espère - dès la rentrée 2022. Le Collège travaille à ce que cette réingénierie puisse répondre au mieux aux besoins des patients malentendants avec des professionnels les mieux formés possible. Dans cette dynamique, la publication récente d'une fiche métier au Répertoire national des certifications professionnelles (RNCP) représente une première étape à l'intégration du parcours en audioprothèse au sein du référentiel européen (LMD).

D'autre part le Collège National d'Audioprothèse est heureux de vous annoncer que de nombreux mémoires issus de divers centres de formation à travers la France seront bientôt disponibles sur notre site Internet. Afin de toujours améliorer la formation dans notre discipline, nous sommes également heureux de vous informer de la mise en place de projets d'études communs entre les différentes écoles. Ces projets d'études multicentriques mobiliseront de nombreux étudiants dans un effort de recherche fondamentale. Cette facette à l'instar de l'amélioration de la formation continue est l'une des missions cardinales que se doit d'honorer le Collège. En ce sens, je tiens à remercier chaleureusement tous les collégiens investis dans le Développement Professionnel Continu (DPC).

Je vous souhaite à toutes et tous une excellente lecture de ce numéro des Cahiers de l'Audition !

Matthieu DEL RIO



Audioprothésistes vous êtes à l'écoute de nouvelles opportunités ?

Rejoignez Audition Santé !

- **Un acteur majeur de l'audition, jeune et dynamique**
soutenu par le groupe international Sonova.
- **Un développement ambitieux**
près de 240 centres en France, nombreuses acquisitions et ouvertures dont le «World of Hearing» concept innovant basé sur les expériences immersives et interactives.
- **Proche de ses audioprothésistes**
formation continue, matériel de pointe, communauté d'experts.
- **Porche de ses clients**
accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme d'aides la plus complète du marché.

Envie de nous rejoindre ?

Contactez Alexandra Petit, DRH
Mail : alexandra.petit@sonova.com
Tel : 06 45 95 71 97



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



NOTRE PAGE LINKEDIN
<https://fr.linkedin.com/company/auditionsante>



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance

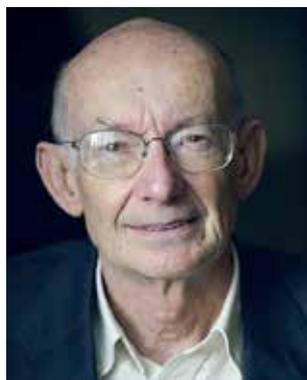


EDITORIAL

PAR

Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef



L'EPU, pour l'essor duquel notre ami Xavier Renard avait consacré toute son énergie, est de plus en plus indispensable au développement de nos professions. Celle d'audioprothésiste est évidemment concernée, mais l'EPU est aussi un carrefour qui offre aux chercheurs, enseignants et cliniciens l'opportunité annuelle d'échanges aussi stimulants pour les uns que pour les autres. Les Cahiers se font l'écho des communications et nous remercions les auteurs de leurs efforts pour mettre en forme leurs présentations et rendre accessible leur expertise. Ce numéro présente des articles adressant des sujets d'actualité brûlante, au cœur du développement de l'audiologie. Beaucoup de notions clés du récent rapport IGAS-IGESR y figurent, et il était important de montrer dès cet EPU que nos domaines sont proactifs... Les parties suivantes du dossier EPU 2021 resteront dans cet état d'esprit.

D'abord, le vieillissement, le plus grand pourvoyeur de pertes auditives progressives candidates à l'appareillage: Emmanuel Ponsot et Christian Lorenzi passent en revue l'apport de la psychoacoustique dans l'évaluation des impacts de la presbycusie sur la perception de la parole. Les progrès des trois dernières décennies sont frappants ne serait-ce que parce qu'il y a 30 ans, la notion de surdité à audiogramme tonal normal n'effleurait pas les prescripteurs alors

que désormais le 100% Santé les considère favorablement! Les mesures de détection de la parole dans le silence et le bruit ont ainsi pris tant d'importance que la synthèse de Julie Bestel, Frédéric Rembaud et Mathieu Robier s'imposait... sa lecture aussi! De manière plus large, l'élargissement des indications et l'augmentation

de technicité des audioprothèses, mais aussi l'engagement sociétal et financier du reste à charge zéro imposent la maîtrise des techniques de mesures objectives, ne serait-ce que pour documenter le travail de réglage effectué. C'est la contribution de Céline Gu  mas et de Stéphane Laurent de l'expliquer. Cette notion de mesures plus exhaustives reviendra aussi pour les autres étapes, diagnostic, suivi, etc. Enfin pour ce numéro, l'esprit même de la définition des classes I et II et leurs indications spécifiques, Jehan Gutleben nous le rappelle, exigent des points d'étape réguliers et une vigilance qui implique pleinement l'audioprothésiste et sollicite son savoir-faire.

Dans la continuité intellectuelle du dossier EPU, l'article de Suzanne Ferrier sur l'analyse des données embarqu  es des implants cochléaires en pédiatrie illustre bien la valeur ajout  e d'un suivi attentif après le geste initial d'appareillage : améliorer le service rendu qui est son mot de la fin, et le nôtre.

IMPACT DU VIEILLISSEMENT ET DES PERTES NEUROSENSORIELLES SUR LA PERCEPTION DE LA PAROLE : LA PSYCHOACOUSTIQUE AU PRISME DES DÉVELOPPEMENTS EN TRAITEMENT DU SIGNAL AUDIO



Auteurs

Emmanuel PONSOT^{1,2}

Christian LORENZI³

¹ Sciences et Technologies de la Musique et du Son (Ircam/CNRS/Sorbonne Université/Ministère de la Culture), Paris, France

² Hearing Technology Lab, Université de Gand, Belgique

³ CNRS & École normale supérieure, Paris, France

L'objectif de cet article est de revisiter quelques-unes des avancées réalisées en psychoacoustique sur les trois dernières décennies dans le domaine de la perception de la parole et de l'impact causé par une perte neurosensorielle. Ces avancées résultent entre autres du développement de nouvelles techniques d'analyse, de représentation et de transformation du signal audio. L'utilisation croissante d'outils de traitement du signal permettant d'isoler ou de dégrader de manière contrôlée les différentes caractéristiques acoustiques de la parole a contribué à identifier les facteurs qui conditionnent sa bonne compréhension, dans le silence comme dans différents types d'environnement bruyant. Ces études ont conduit à des avancées significatives dans notre compréhension générale des déficits causés par le vieillissement et/ou une lésion cochléaire et des mécanismes fondamentaux engagés dans le traitement de la parole. Certains résultats ont guidé le développement des aides auditives, et de nouvelles perspectives continuent d'être dressées, comme par exemple dans le cas des troubles de compréhension de la parole dans le bruit chez des individus présentant une audiométrie tonale normale. Ces pistes sont actuellement poursuivies chez l'homme, notamment à l'aide d'approches intégratives associant mesures psychoacoustiques et électrophysiologiques. Celles-ci devraient, à court ou moyen terme, conduire au développement de nouveaux outils d'évaluation clinique et de prise en charge couvrant plus largement le spectre des troubles auditifs.

ANALYSES FRÉQUENTIELLE ET TEMPORELLE DU SIGNAL DE PAROLE PAR LA COCHLÉE

L'état actuel des connaissances sur l'encodage du signal acoustique par le système auditif périphérique permet désormais une description précise et détaillée de ses différentes étapes de traitement. Considérons un signal de parole simple arrivant à notre oreille : le logatome /afa/. Après les filtrages de l'oreille externe et de l'oreille moyenne, ce signal parvient à l'oreille interne et plus précisément à la cochlée, siège de

la transduction mécano-électrique. Ce signal complexe, qui contient de l'énergie sur une large gamme de fréquences, va être décomposé au niveau de la membrane basilaire : de manière analogue à une analyse de Fourier, l'information présente aux différentes fréquences va être décomposée en une série de vibrations réparties sur l'ensemble de cette membrane. On dit que le système auditif réalise ici une *analyse fréquentielle* du signal audio. Une vue de l'esprit de cette analyse – qui correspond en fait à son implémentation dans la plupart des modèles auditifs actuels – consiste à considérer

la cochlée comme un banc de filtres fréquentiels, qui vont chacun sélectionner et extraire l'information présente dans le signal audio sur une plage de fréquence donnée. Si l'on reprend notre logatome /afa/, la fricative du /f/ qui présente de l'énergie essentiellement dans les hautes fréquences va ainsi être représentée dans des filtres différents de ceux qui encodent la partie du signal contenue dans le /a/, qui va recruter essentiellement les filtres des basses/moyennes fréquences. Les cellules ciliées internes présentes sur toute la longueur de la cochlée vont capter ces vibrations filtrées par bandes de fréquences et les recoder sous forme de trains d'impulsions électriques temporels, transmis aux fibres du nerf auditif, puis aux étages supérieurs du système auditif central. C'est lors de cette étape de transduction acoustique-neurale que le système auditif périphérique effectue une *analyse temporelle* du signal. Cette analyse temporelle permet d'extraire deux types d'informations sur le signal disponible à la sortie de chaque filtre cochléaire : d'une part, son *enveloppe*, c'est-à-dire ses variations lentes d'énergie, et d'autre part, les variations rapides contenues sous l'enveloppe que l'on appelle la *structure temporelle fine* (pour plus d'informations et des illustrations de ces concepts, voir la page Wikipédia* récemment construite). S'il s'agit ici bien sûr d'une description très simplifiée de l'analyse réalisée par la cochlée, ce modèle présente un intérêt principal : il nous permet d'appréhender le traitement cochléaire intuitivement à partir d'une analyse fréquentielle suivie d'une analyse temporelle indépendante où, dans chaque bande fréquentielle, sont extraits deux types d'indices acoustiques temporels. Comme nous allons l'illustrer dans cet article, ce modèle permet d'appréhender un grand nombre de phénomènes auditifs liés à des signaux complexes, comme dans le cas de la perception de la parole, qui exploite de manière singulière ces indices d'enveloppe et de structure

fine. Ce modèle permet également d'étudier, dans un cadre formel et quantitatif, l'impact des pertes neurosensorielles à travers leurs effets sur les paramètres des analyses fréquentielle et temporelle.

Comment les informations acoustiques contenues dans la parole sont-elles reçues par le système auditif central, suite à ce traitement cochléaire ? Pour répondre à cette question, un travail informatique simulant l'analyse par banc de filtres décrite ci-dessus a été conduit sur un corpus composé de milliers de phrases extraites d'une dizaine de langues du monde entier, parmi les plus différentes d'un point de vue de leurs propriétés linguistiques, allant du français au marathi (Varnet et al., 2017). L'analyse des informations d'enveloppe (modulations d'amplitude) et de structure fine (modulations de fréquence), véhiculées par les signaux obtenus à la sortie de ces filtres a permis de montrer que ces deux indices fluctuent essentiellement entre 1 et 10 Hz, quelle que soit la langue considérée. Il est intéressant de mettre en regard ce résultat avec l'ensemble des résultats que nous allons parcourir dans cet article, qui témoignent de la capacité singulière du système auditif humain à traiter les modulations lentes d'amplitude et de fréquence (Viemeister, 1979).

Afin d'étudier précisément les capacités d'extraction et d'analyse des modulations d'enveloppe et de structure fine par le système auditif, un ensemble conséquent de travaux a été mené en psychoacoustique sur des signaux acoustiques simplifiés ciblant l'encodage de ces caractéristiques : il s'agit de sons purs présentant soit des modulations d'amplitude (AM), exploitant uniquement les capacités d'analyse d'enveloppe, soit des modulations de fréquence (FM), exploitant essentiellement les capacités d'analyse de la structure fine. Plus loin dans cet article, nous évoquerons des travaux basés sur ces signaux,

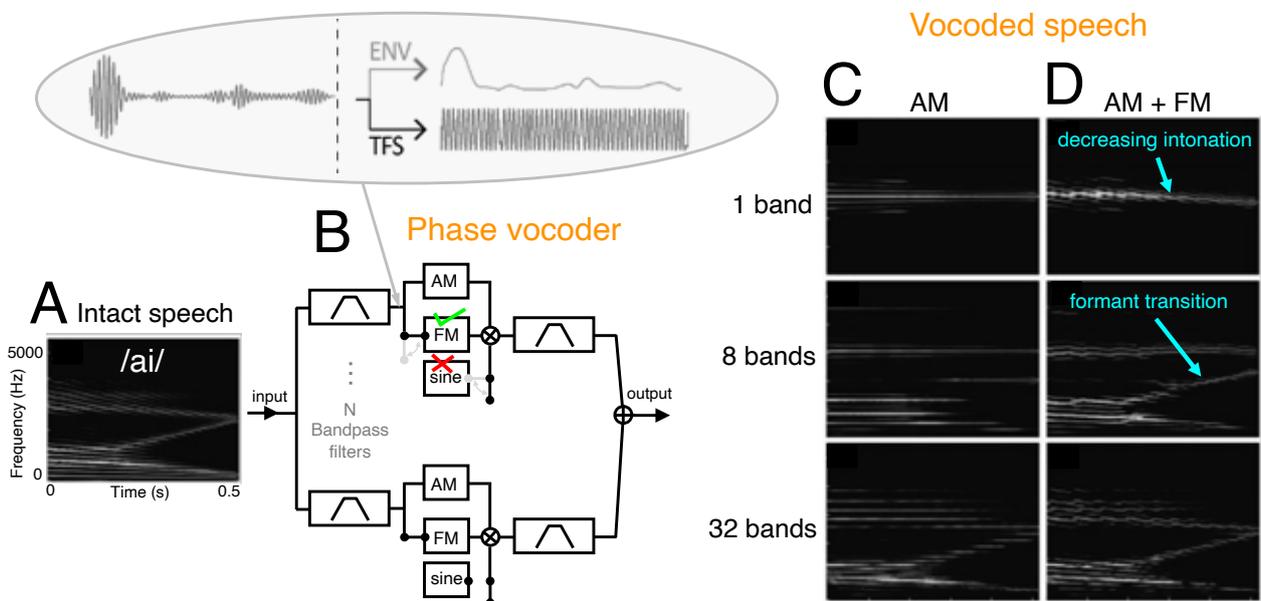


Figure 1. Illustration de la technique de filtrage par vocodeur de phase sur un signal de parole ; figure directement inspirée de Zeng et al. (2005). A) Spectrogramme du signal considéré en entrée : le logatome /ai/ prononcé avec une intonation descendante. B) Le vocodeur consiste en un ensemble de filtres passe-bandes (exactement comme les filtres cochléaires de l'oreille interne), à la sortie desquels on va pouvoir extraire ses modulations d'amplitude (AM) et de fréquence (FM), les manipuler, puis reconstruire un signal de parole reconditionné. C, D) Signaux de parole reconstruits après filtrage avec différents nombres de bandes (N=1, 8 ou 32), en conservant AM et FM originales, ou en remplaçant la FM de chaque filtre par son pur à sa fréquence centrale. Lorsqu'on ne conserve que l'AM, on supprime les informations spectrales (C) : l'intonation comme la structure formantique du signal ne sont plus disponibles ; même pour n=8 bandes, seules les variations temporelles globales sont conservées. En comparaison, lorsqu'on conserve l'information de FM (D), l'intonation et la structure formantique sont accessibles déjà avec peu de bandes.

menés sur des individus normoentendants ou malentendants, des individus plus ou moins jeunes ; il s'agit de travaux ayant pour objectif de caractériser de manière quantitative comment le vieillissement et les pertes cochléaires impactent le traitement et la perception de ces indices, et donc à travers ces résultats, de mieux comprendre les conséquences qui en résultent dans le traitement de la parole. Mais il existe aussi d'autres études psychoacoustiques portant sur le rôle de ces indices dans le traitement de la parole qui n'ont pas cherché à avoir recours à ces signaux simplifiés. Ces études capitalisent sur un outil de traitement du signal incontournable qui reflète étroitement le modèle du traitement cochléaire explicité ci-dessus. Cet outil permet de contrôler et manipuler de manière isolée les indices d'enveloppe et de structure fine directement dans le signal de parole : il s'agit du *vocodeur de phase*.

ÉTUDE DU TRAITEMENT AUDITIF DE LA PAROLE À PARTIR DE SA REPRÉSENTATION SOUS FORME DE MODULATIONS D'AMPLITUDE ET DE FRÉQUENCE : LA TECHNIQUE DU VOCODEUR DE PHASE

Introduit dans les années 1960 (Flanagan & Golden, 1966) et optimisé par la suite (ex., Laroche & Dolson, 1999), le concept du vocodeur de phase a rapidement été exploité par la communauté psychoacoustique s'intéressant à la perception de la parole. En effet, il permet d'isoler et de manipuler les indices d'AM et de FM de manière parfaitement contrôlée, paramétrique, et dans n'importe quel signal de parole (voir Figure 1). Il constitue donc un outil de choix pour étudier les contributions relatives de ces indices sur l'intelligibilité sans avoir recours à des signaux de synthèse (sons purs ou bruits) créant des motifs de modulations simplifiés, qui se trouvent généralement très éloignés d'un signal de parole réel.

Commençons par évoquer l'étude pionnière publiée par Shannon et al. dans la revue *Science* en 1995 dont les résultats reposent directement sur l'utilisation du vocodeur de phase. La question principale posée dans cette étude était la suivante : l'information véhiculée par les indices d'AM est-elle suffisante à la compréhension de la parole ? Les résultats de l'étude sont très clairs : supprimer l'information de structure fine et ne conserver qu'une résolution très grossière des indices d'enveloppe, uniquement à travers quelques bandes fréquentielles, reste suffisant pour assurer de très bons scores de compréhension de la parole. À partir de 3 bandes d'analyse sur la gamme 0-4 kHz, les performances de reconnaissance atteignent au minimum 70%, de manière similaire qu'il s'agisse de consonnes, de voyelles ou de phrases complètes. Les auteurs en concluent ainsi qu'une reconnaissance quasi-parfaite de la parole serait permise à partir de ses seuls indices temporels véhiculés par les variations d'amplitude, et que les informations spectrales joueraient un rôle secondaire. Les implications d'un tel résultat sont importantes : si les informations spectrales de la parole ne sont pas nécessaires, comment expliquer alors que des individus porteurs d'implants, qui reçoivent une information auditive comparable (avec une résolution spectrale extrêmement appauvrie : quelques bandes fréquentielles, pas de structure fine) rapportent des déficits importants de compréhension de la parole au quotidien ? Pour le comprendre, d'autres études ont suivies, dont les résultats ont aidé à nuancer et mieux spécifier le domaine de validité des résultats de l'étude séminale de

Shannon et al. (1995). Deux facteurs expérimentaux cruciaux permettant d'expliquer ces résultats ont pu ainsi être mis en lumière. Premièrement, il a été montré que le corpus de mots/phrases choisi dans l'étude initiale produit ces performances très élevées ; des performances plus faibles sont en effet mesurées avec le même protocole pour d'autres corpus de mots / phrases. Deuxièmement, le rôle critique du contexte d'écoute a été mis en évidence : les résultats de Shannon et al. reflètent les mécanismes de reconnaissance de la parole dans le silence et non dans le bruit. Or, c'est bien dans cette dernière situation que les porteurs d'implants rapportent le plus de difficultés à comprendre ce qui leur est dit.

Étudions plus précisément les résultats de l'étude de Zeng et al. (2005) qui, en employant d'autres corpus et d'autres conditions expérimentales, a justement permis de mieux définir les conditions dans lesquelles des résultats de l'étude de Shannon s'appliquent. Dans cette étude, les auteurs font l'hypothèse que les informations de structure fine de la parole, jouant certes un rôle secondaire dans un contexte de compréhension dans une situation de laboratoire dans le silence, sont néanmoins cruciales dans un grand nombre de situations : qu'il s'agisse de reconnaître l'identité, les émotions ou les traits sociaux d'un locuteur, ou encore de comprendre la parole lorsque celle-ci est masquée par les signaux d'autres locuteurs. En effet, dans l'ensemble de ces situations, l'accès à ces informations repose en particulier sur les variations de hauteur (intonation) et les positions des premiers formants des parties voisées du signal vocal. Or, ces deux caractéristiques sont justement rereprésentées par les indices de structure fine (voir Figure 1.D).

Pour tester cette hypothèse, les auteurs mesurent et comparent les performances de compréhension de signaux de parole d'une voix de femme après filtrage et reconstruction par vocodeur de phase avec 4 ou 34 bandes fréquentielles pour ne conserver que les indices d'enveloppe (condition AM), ou les indices d'enveloppe et de structure fine (condition AM+FM); voir la Figure 1 pour un exemple de signal reconstruit par cette technique. Ces mesures d'intelligibilité sont effectuées

dans trois types de bruit masquant : (i) un bruit filtré ayant un spectre analogue à la parole, ou les signaux de parole d'un autre locuteur (ii) homme ou (iii) femme. Ces mesures sont conduites à la fois chez des auditeurs normoentendants et chez des sujets porteurs d'implants. De manière particulièrement probante, lorsque les performances sont mesurées une fois que le signal de parole est reconstruit en condition AM seule dans 4 bandes fréquentielles, les seuils obtenus chez les sujets normoentendants s'apparentent aux seuils mesurés chez des sujets implantés, corroborant l'hypothèse que les sujets implantés ne disposent que d'indices de variations temporelles dans un nombre de canaux fréquentiels très faible. Par ailleurs, pour les seuils mesurés chez les sujets normoentendants dans les conditions AM et AM+FM, que ce soit avec 4 ou 34 bandes, un bénéfice des indices de FM est observable dans les deux conditions ou celle-ci est particulièrement importante, c'est-à-dire en présence de locuteurs masquants (cf. hypothèse ci-dessus). Cet effet est encore plus marqué lorsque le signal de parole masquant est aussi produit par une femme, c'est-à-dire de même genre que le signal cible. Dans cette dernière condition, l'augmentation du bénéfice des indices de FM s'explique en effet par la nécessité accrue d'accéder aux trajectoires de fréquences fondamentale des deux locutrices qui se superposent très fortement afin de les ségréger. Globalement, ces résultats soulignent l'importance

« ... l'information véhiculée par les indices d'AM EST-ELLE SUFFISANTE À LA COMPRÉHENSION DE LA PAROLE ? »

des indices de FM pour comprendre la parole dans le bruit dans un ensemble de situations du quotidien, en particulier lorsque ce bruit est constitué des signaux de parole d'une ou plusieurs autres personnes – ce que l'on appelle la situation 'cocktail party'. Les variations de hauteur (intonation) représentées par la structure fine jouent un rôle critique pour ségréger des locuteurs, que ce soit pour reconnaître l'identité, les émotions véhiculées, ou comprendre le sens même des mots dans des langues tonales comme le Mandarin.

Si ces travaux ne sont informatifs que sur la contribution globale, i.e. toutes fréquences confondues, des indices de AM et de FM dans la compréhension de la parole, d'autres études psychoacoustique se sont par la suite intéressées aux contributions relatives de ces indices selon la bande fréquentielle considérée. Il a notamment été montré que la contribution des indices de AM véhiculés par l'enveloppe est prépondérante dans les moyennes-hautes fréquences, alors que les indices de FM véhiculés par la structure fine ne sont exploités par le système auditif que dans les basses fréquences (Ardoint et al., 2011). Ce résultat s'explique par le caractère passe-bas du mécanisme neuronal d'accrochage de phase qui permet d'encoder la structure fine, dont la limite est actuellement estimée à ~1 kHz (Moore, 2007).

Comment la perception des indices de AM et de FM est-elle affectée par le vieillissement et les lésions cochléaires ? Cette question a été abordée dans une série d'études psychoacoustiques menée chez trois populations : des auditeurs jeunes normoentendants, des sujets âgés sans pertes audiométriques aux fréquences des stimuli utilisés, et des sujets âgés avec pertes audiométriques légères à modérées à ces fréquences. Ces études sont basées sur des tâches consistant à détecter des modulations d'amplitude et/ou de fréquence à 2 ou 20 Hz imposées sur des sons purs (Wallaert et al., 2016, 2017, 2018). Évoquons ici deux des principaux résultats obtenus dans cette série d'études.

Premièrement, concernant la capacité de détection d'AM, en comparant les résultats des sujets normoentendants à ceux des deux autres groupes, il a été observé que les seuils mesurés chez les sujets âgés sans pertes audiométriques sont plus élevés (détection moins bonne) et que les seuils mesurés chez les sujets âgés avec pertes audiométriques sont réduits (meilleure détection) dans la plupart des conditions testées.

Ces données suggèrent que l'âge dégrade les seuils mais que les pertes auditives les améliorent. C'est un résultat qui peut paraître paradoxal, en tout cas a priori contre-intuitif, mais qui se comprend par la perte du mécanisme actif cochléaire : la perte des cellules ciliées externes va entraîner une perte de compression de l'enveloppe du signal et donc l'amplitude de ses modulations s'en trouve exacerbée (Moore, 2007), rendant ainsi sa détection plus aisée. Il est important de noter que si la détection d'une modulation d'amplitude sinusoïdale – comme testé dans ces expériences – devient plus aisée, la perte du mécanisme actif cochléaire va néanmoins induire une *distorsion* de la forme temporelle et, dans un cas plus général, altérer la reconnaissance d'une forme complexe – comme pour les signaux de parole. Il est intéressant de rappeler que l'une des principales opérations implémentée dans les aides auditives vise justement à compresser l'enveloppe du signal dans les bandes fréquentielles où des lésions sont identifiées, de manière à compenser la perte de compression induite (Moore, 2007).

Deuxièmement, les résultats obtenus dans ces études concernant la détection de FM témoignent cette fois d'une première baisse de performance liée à l'âge, mais une dégradation encore plus marquée est observée chez le groupe âgé présentant des pertes auditives. Des études récentes s'intéressent actuellement au mécanisme à l'origine de la dégradation de la perception de la FM entraîné par l'âge et les pertes auditives. En effet, c'est cette capacité à extraire des fluctuations de fréquences qui pourrait expliquer les variations de performances d'intelligibilité de la parole dans le bruit au-delà des pertes audiométriques, en particulier entre individus jeunes considérés normoentendants sur la base de leur audiométrie tonale dans le silence ; nous évoquerons ces pistes dans la dernière partie de l'article.

ÉTUDE DU TRAITEMENT AUDITIF DE LA PAROLE À PARTIR DE SA REPRÉSENTATION SOUS FORME DE MODULATIONS SPECTROTEMPORELLES

Depuis les années 1990-2000 a émergé une nouvelle approche du signal de parole qui n'est pas basée sur une distinction des indices d'AM et de FM, mais sur les co-variations d'énergie en temps et en fréquence du signal, généralement appelées *modulations spectrotemporelles* (Chi et al., 1999). Ces

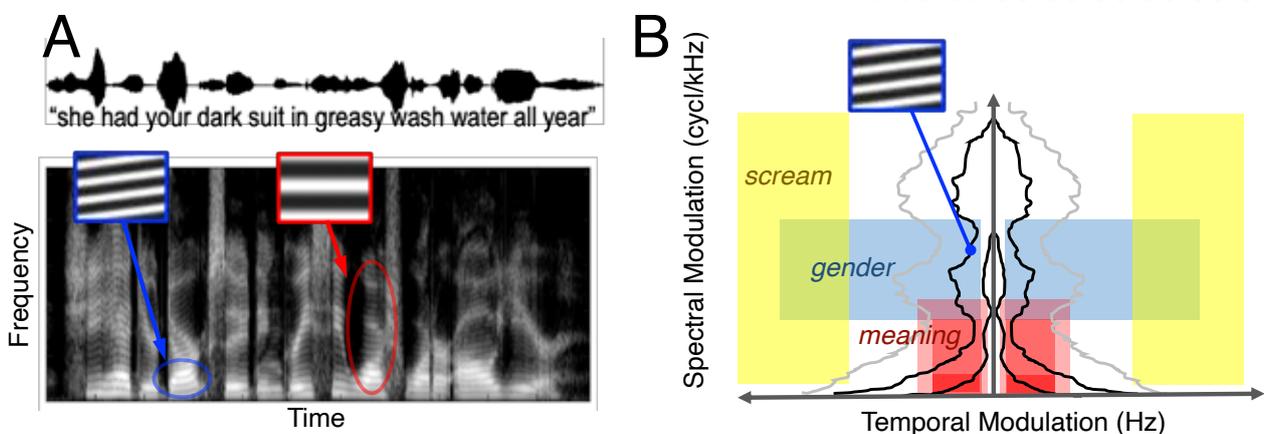


Figure 2. A) Modélisation des modulations spectrotemporelles d'un signal de parole, qui en fonction de leur échelle, permettent de traduire de la structure harmonique (en bleu) ou formantique (en rouge) du signal. B) Contributions spécifiques de différentes régions du spectre de modulation à différentes facettes de la perception de la parole (illustration directement inspirée d'Elliott & Theunissen, 2009 et Arnal et al., 2015)

co-variations s'observent directement dans la représentation temps-fréquence, i.e. le spectrogramme de signaux naturels comme la parole (Singh & Theunissen, 2003), et ce à différentes échelles : une échelle fine, formée par la structure fine du signal et ses harmoniques, et une structure à plus large échelle formée par la dynamique des mouvements articulatoires qui crée la structure et les transitions formantiques dans le signal (voir Figure 2A). Un cadre formel visant à décomposer et représenter le signal de parole sur une base composée de ces motifs unitaires élémentaires a été développée ; c'est ce qu'on appelle le *spectre de modulation*. Techniquement, c'est en réalisant une transformée de Fourier dans les deux dimensions du spectrogramme que l'on peut visualiser le spectre de modulation d'un signal de parole. On obtient une représentation sur une dimension qui indique la cadence des modulations temporelles, et une dimension qui indique la résolution des modulations spectrales (cf. Fig. 2B). Les valeurs sur ces deux dimensions, tracées en abscisse et en ordonnées respectivement, ne sont généralement conservées que dans deux quadrants de l'espace suffisants pour traduire l'orientation de ces modulations (modulations montantes pour $x < 0$, descendantes pour $x > 0$).

En résumé, le spectre de modulation constitue un cadre mathématique formel permettant d'extraire et de visualiser directement les structures spectrotemporelles observables sur le spectrogramme d'un signal de parole. La Figure 2B schématise le spectre de modulation moyen de signaux de parole, mettant en évidence deux zones d'énergie importante : la zone qui traduit des modulations fines, liée aux harmoniques du signal et donc à ses variations de structure fine, et la zone qui traduit des variations plus larges, formantiques. Notons en passant que cette représentation reflète directement le résultat rapporté plus haut, à savoir que les modulations temporelles de la parole se trouvent à des basses fréquences, entre 1 et 10 Hz. La communauté de traitement du signal audio a mis en place des algorithmes permettant de filtrer un signal dans cette base, puis de le reconstruire. La première étude psychoacoustique s'intéressant à ces représentations est celle de Chi et al. (1999), dans laquelle est introduit un nouveau modèle d'estimation de l'intelligibilité d'un signal de parole encore beaucoup utilisé

aujourd'hui. Plus récemment, un ensemble de travaux a visé à étudier les contributions des différentes zones du spectre de modulation à différentes composantes de perception de la parole.

L'étude d'Elliott & Theunissen (2009) a dressé la première cartographie des informations transmises par les différentes régions de cet espace chez des individus normoentendants, en testant l'impact d'un grand nombre de filtres dans différentes tâches perceptives (intelligibilité, reconnaissance du genre). Leurs résultats montrent que la zone critique pour la compréhension de la parole est celle contenant les variations formantiques, qui correspondent aux basses cadences temporelles et spectrales (indiquée en rouge sur la Fig. 2B). Il est intéressant de remarquer que ce résultat suggère que les informations de FM ne seraient pas indispensables pour comprendre la parole. Il faut là encore revenir au contexte d'écoute employé dans l'étude : l'intelligibilité des signaux de parole filtrés a ici été mesurée dans le silence. Une étude analogue a permis en effet de montrer que la zone du spectre de modulations liée au genre du locuteur (en bleu, au-dessus), qui traduit de la structure fine et donc des indices de FM, va en effet intervenir de manière significative lorsque les mesures d'intelligibilité sont réalisées en présence de voix masquantes (Venezia et al., 2019).

Cette nouvelle base de représentation d'un signal de parole permet d'étudier de manière intégrée les contributions des indices temporels et fréquentiels dans sa compréhension. Nous avons récemment mené une étude psychoacoustique au laboratoire basée sur le concept des modulations spectrotemporelles avec un double objectif (Ponsot et al., 2021). D'une part, il s'agissait d'évaluer si les modèles auditifs actuels, construits principalement à partir de nos connaissances sur la perception des modulations d'amplitude dans des bandes fréquentielles isolées, traduisent correctement du traitement engagé par le système auditif pour extraire des co-variations spectrales-temporelles, comme celles généralement présentes dans la parole. D'autre part, nous souhaitons étudier les conséquences des pertes auditives dans ce nouveau cadre.

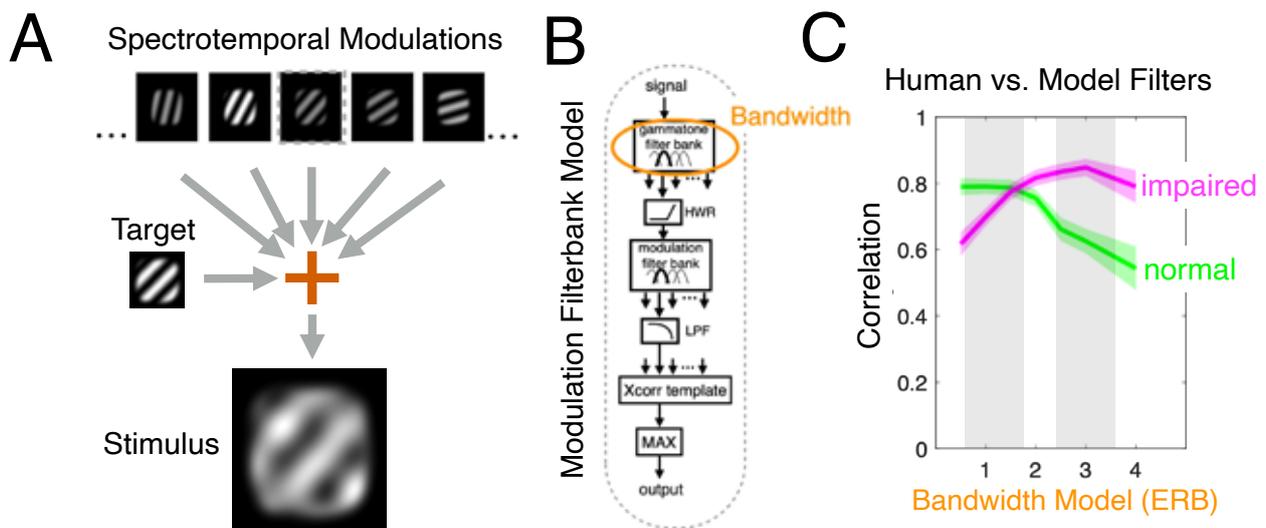


Figure 3. A) Modulation spectrotemporelle cible noyée dans un bruit de modulations B) Modèle du traitement auditif basé sur le concept de filtres de modulation. C) Ce modèle permet d'expliquer le traitement des normoentendants et des malentendants en considérant un simple élargissement des filtres cochléaires chez le second groupe (illustration directement inspirée de Ponsot et al., 2021).

Nous avons donc mis en place une expérience psychophysique dans laquelle la tâche de chaque auditeur est de détecter si un motif spectrotemporel cible est présent ou non dans un bruit masquant (voir Fig. 3A). Pour masquer efficacement la cible, ce bruit est construit directement dans l'espace du spectre de modulation, en sommant des composantes différentes sur la cible et en faisant varier aléatoirement, à chaque essai, l'énergie de ces composantes. En employant un paradigme de 'corrélation inverse'** qui permet d'exprimer le lien mathématique entre les caractéristiques du bruit qui varient à chaque essai et les bonnes et mauvaises réponses données par le sujet, nous avons pu mettre en évidence le filtrage global réalisé par le système auditif sur ces signaux jusqu'à la prise de décision dans la tâche. Les 'filtres perceptifs' ainsi dérivés par la méthode traduisent précisément de l'effet de chacune des composantes du bruit sur la réponse de chaque sujet à chaque essai. Nous avons conduit cette étude sur deux groupes d'individus : des normoentendants et des malentendants.

Pour chaque individu testé, nous avons évalué la correspondance entre le filtrage perceptif global empirique dérivé par la méthode décrite ci-dessus et le filtrage global d'un modèle computationnel auditif largement adopté par la communauté (Dau et al., 1997). Nous avons ainsi pu montrer qu'en moyenne, ce modèle basé sur le traitement de l'AM (Fig. 3B) reproduit très précisément les filtres mesurés, et qu'en jouant uniquement sur la résolution spectrale des étages de traitement à l'entrée (correspondant aux filtres cochléaires), on peut reproduire le filtre moyen dérivé sur le groupe des malentendants (Fig. 3C). C'est un résultat fort, car il implique d'une part qu'un modèle basé sur le traitement d'AM permet d'expliquer le traitement, et d'autre part qu'il est possible d'expliquer les différences de filtrage global entre auditeurs normoentendants et malentendants dans une tâche spectrotemporelle simplement par l'élargissement des filtres cochléaires chez les seconds. Doit-on pour autant conclure de ces résultats que les lésions cochléaires n'induisent pas de déficits temporels ? Une analyse plus fine de nos résultats montre que si cette explication est suffisante à l'échelle du groupe, elle ne l'est pas à une échelle *individuelle* : même au sein du groupe de sujets normoentendants, nos données

indiquent que considérer la seule variabilité de résolution fréquentielle cochléaire n'est pas suffisant pour rendre compte des variations de filtrage perceptif global entre les individus dans la tâche. Ce résultat suggère que d'autres sources de variabilité doivent être prises en compte pour expliquer les résultats obtenus à une échelle individuelle. Nos données indiquent que cette variabilité supplémentaire traduirait en fait des différences d'analyse temporelle par le système auditif central. Nous menons actuellement des travaux au laboratoire pour explorer cette voie.

PERSPECTIVES ACTUELLES EN PSYCHOACOUSTIQUE : ÉTUDE DES INTERACTIONS ENTRE ANALYSES FRÉQUENTIELLE ET TEMPORELLE ; ÉTUDE DES DÉFICITS D'INTELLIGIBILITÉ ASSOCIÉS À UNE AUDIOMÉTRIE TONALE NORMALE

En résumé, cet article illustre l'intérêt des outils de traitement du signal pour l'étude du codage auditif de la parole et de ses déficits, et suggère que leur développement a façonné l'évolution des approches méthodologiques adoptées dans notre communauté psychoacoustique. Les résultats obtenus lorsque la parole est considérée à travers son spectre de modulation corroborent en général ceux obtenus lorsqu'elle est décomposée à travers ses indices d'AM et de FM, mais ouvrent également de nouvelles voies d'étude sur des questions plus larges que la seule question de l'intelligibilité. Par exemple, une étude de neuroimagerie a été menée afin de mieux comprendre le rôle d'une zone du spectre de modulation dans les valeurs hautes de modulations temporelles (voir encadré jaune Figure 2) qui traduit de la rugosité acoustique d'un signal, caractéristique qui permet au système auditif de différencier cris et voix efficacement. Plus récemment, une étude s'est intéressée aux différences de traitement cérébral entre parole et musique à travers le filtrage des modulations spectrotemporelles de ces signaux (Albouy et al., 2020).

Le spectre de modulation offre un cadre adapté à l'étude de composantes du traitement auditif central humain encore mal

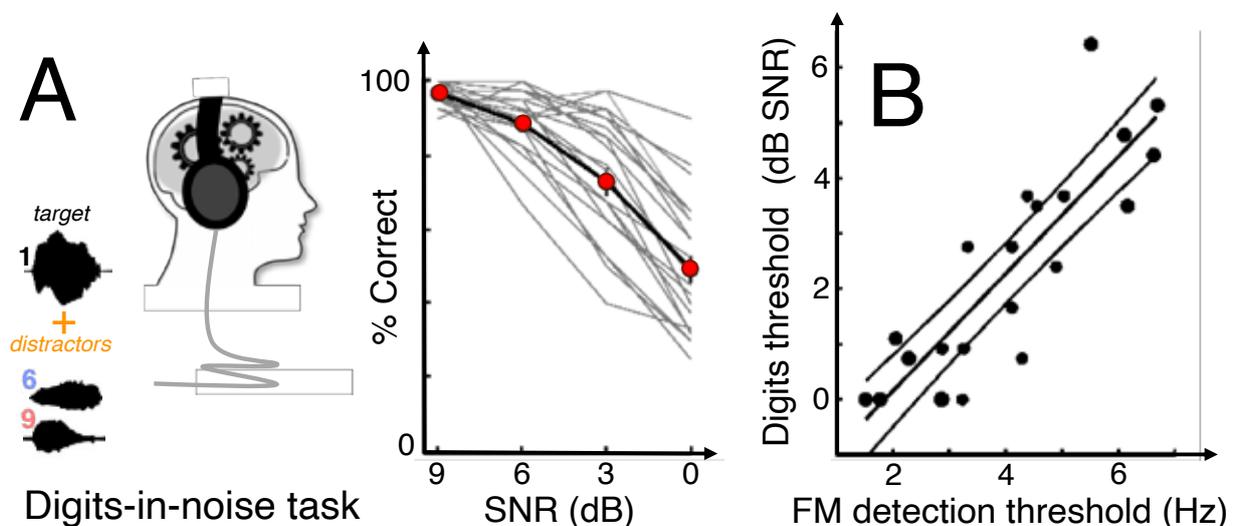


Figure 4. Résultats adaptés de Parthasarathy et al. (2020). A) Tâche de compréhension de chiffres en présence de chiffres masquants menée sur des auditeurs normoentendants jeunes (N=20), qui met en évidence une variabilité interindividuelle qui s'accroît avec le rapport signal sur bruit (SNR) testé. B) Relation entre scores d'intelligibilité mesurés dans cette tâche et seuils de détection de modulations de fréquence.

caractérisées et modélisées. Dans la parole, les modulations temporelles entre bandes fréquentielles sont très souvent corrélées, et des données récentes indiquent que le système auditif humain tire parti de ces redondances pour extraire l'information de manière plus efficace (ex. Lentz & Valentine, 2015). Quelle est la nature et le rôle des interactions entre les analyses temporelles effectuées sur les signaux extraits dans des canaux fréquentiels isolés ? Quels sont les effets de l'âge et/ou de pertes cochléaires – qui tous deux appauvrissent la qualité du signal encodé et transmis aux étages supérieurs – sur ces mécanismes d'interaction inter-canaux fréquentiels ? Notre connaissance actuelle de ces processus reste encore trop floue, et nécessite d'autres études avant qu'ils puissent être intégrés à des modèles auditifs. Une psychophysique approfondie du traitement des modulations spectrotemporelles permettrait de fournir des données directement pertinentes pour répondre à ces questions.

Jusqu'ici, l'impact de l'âge et des pertes auditives sur le traitement de la parole a principalement été étudié à travers leurs effets sur l'encodage de ses indices d'enveloppe et de structure fine, mais seuls les résultats liés aux déficits de traitement d'enveloppe sont pris en compte dans les algorithmes des aides auditives actuelles. D'une part, la représentation de la parole dans le spectre de modulation pourrait offrir une caractérisation différente de ces effets, et suggérer de nouvelles pistes de correction. D'autre part, plus en amont, les variations dans l'encodage et le traitement des indices de structure fine constituent également une piste importante pour comprendre les déficits de compréhension de la parole dans le bruit chez des individus âgés et/ou malentendants, et cet aspect pourrait déboucher sur de nouvelles perspectives pour les aides auditives à venir. Comme évoqué à travers les études parcourues dans cet article, les données indiquent pourtant que c'est bien la capacité à extraire des modulations de fréquences, et donc vraisemblablement la capacité d'encodage de la structure fine, qui pourrait expliquer une grande partie des variations de performances d'intelligibilité de la parole dans le bruit entre individus malentendants au-delà de leurs pertes audiométriques (Lorenzi et al., 2006).

C'est ce que suggèrent également les résultats présentés dans Lopez-Poveda et al. (2017), qui montrent une corrélation entre les seuils de détection de FM mesurés chez des individus avec des pertes audiométriques moyennes et les seuils de compréhension de la parole en présence d'un locuteur masquant ; une condition où, on l'a vu, le rôle de la FM est critique. Cette corrélation reste significative même si les effets liés à l'âge et aux pertes audiométriques sont pris en compte, ce qui indique la FM est bien un facteur qui permet d'expliquer la variabilité de compréhension dans le bruit au-delà de ces autres variables. Les résultats de l'étude récente de Parthasarathy et al. (2020), reproduits sur la Figure 4, illustrent peut-être plus directement le rôle de l'encodage de la FM en général pour la perception de la parole, ici chez une population constituée de sujets jeunes (~20 ans) sans pertes audiométriques qui présentent des difficultés très variables pour comprendre la parole dans le bruit. Cette variabilité dans la qualité d'encodage de la structure fine du signal résulterait vraisemblablement de la *synaptopathie cochléaire*, i.e. la perte de synapse entre les cellules ciliées internes et les fibres du nerf auditif causée par le vieillissement ou l'exposition à des bruits trop intenses. De nombreuses équipes de recherche s'intéressent aujourd'hui à cet aspect des pertes neurosensorielles, à l'aide d'approches

croisant souvent mesures comportementales et mesures neurophysiologiques non-invasives comme celles permises par l'électroencéphalographie (EEG). Ces approches dites intégratives permettent de mieux contraindre les origines potentielles de différences perceptives mises en lumière par la psychoacoustique. Parthasarathy et al. (2020) montrent qu'une

mesure de la réponse du tronc cérébral à des sons modulés en fréquence permet d'expliquer une grande part de la variabilité de compréhension de la parole dans le bruit chez leurs sujets, ce qui fournit un indice supplémentaire pour interpréter la corrélation avec les seuils de détection de FM comme le résultat d'un déficit d'encodage de la structure fine au niveau périphérique. Par la facilité d'accès grandissante à ces techniques de mesure, le nombre d'études adoptant des approches

intégratives devrait continuer de croître dans les prochaines années. Nous anticipons le développement de nouveaux outils psychoacoustiques pour l'audiologie clinique ciblant les troubles de compréhension de la parole dans le bruit, tant au niveau de leur évaluation que de leur prise en charge, permettant de répondre plus efficacement à la plainte récurrente de nombreux patients, parfois sans pertes audiométriques associées.

« En résumé, cet article illustre l'intérêt des outils de traitement du signal POUR L'ÉTUDE DU CODAGE AUDITIF DE LA PAROLE ET DE SES DÉFICITS »

NOTES DE BAS DE PAGE

* https://en.wikipedia.org/wiki/Temporal_envelope_and_fine_structure

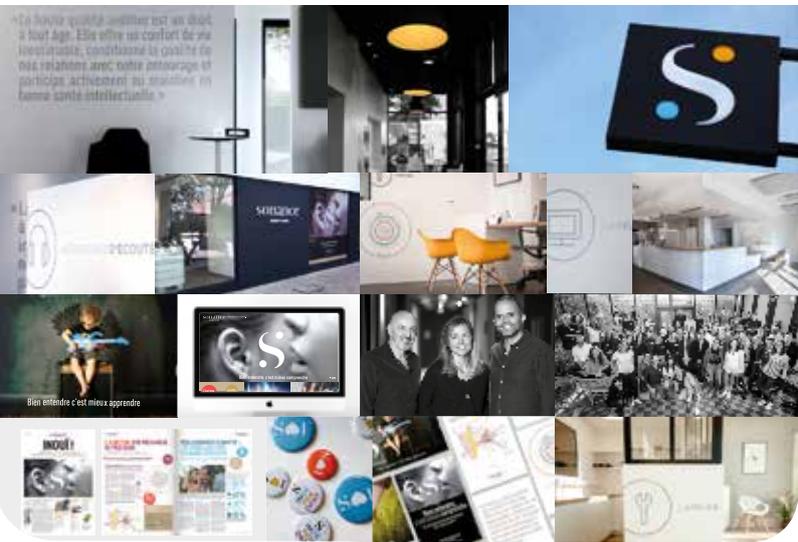
** La méthode de 'reverse-correlation' a été introduite en psychoacoustique par Ahumada (1967) pour caractériser le filtrage fréquentiel du système auditif (voir aussi l'étude de Ponsot et al. (2018) pour un exemple d'utilisation de la méthode à l'étude du filtrage de l'intonation vocale dans l'évaluation des traits sociaux d'un locuteur). Pour que l'implémentation de cette méthode soit optimale, il faut beaucoup de données et un équilibre entre des bonnes et des mauvaises réponses : il est nécessaire de collecter plusieurs centaines voire milliers de réponses avec chaque participant, ainsi que d'ajuster le rapport signal sur bruit (ici, dans l'espace des modulations) à chaque individu afin d'obtenir ~75% de bonnes réponses (le hasard correspondant à 50%).

RÉFÉRENCES

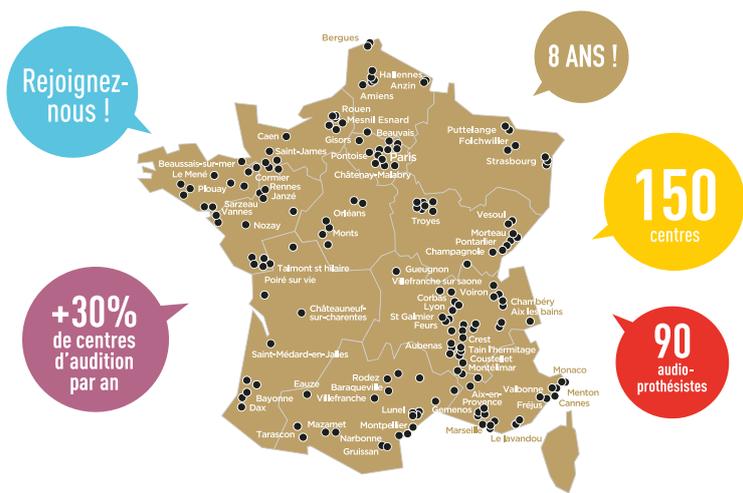
- Ahumada, A. J., Jr. (1967). *Detection of tones masked by noise: A comparison of human observers with digital-computer-simulated energy detectors of varying bandwidths. Doctoral dissertation, University of California, Los Angeles*
- Albouy, P., Benjamin, L., Morillon, B., & Zatorre, R. J. (2020). *Distinct sensitivity to spectrotemporal modulation supports brain asymmetry for speech and melody. Science, 367(6481), 1043-1047.*
- Ardoint, M., Agus, T., Sheft, S., & Lorenzi, C. (2011). *Importance of temporal-envelope speech cues in different spectral regions. The Journal of the Acoustical Society of America, 130(2), EL115-EL121.*
- Arnal, L. H., Flinker, A., Kleinschmidt, A., Giraud, A. L., & Poeppel, D. (2015). *Human screams occupy a privileged niche in the communication soundscape. Current Biology, 25(15), 2051-2056.*
- Chi, T., Gao, Y., Guyton, M. C., Ru, P., & Shamma, S. (1999). *Spectrotemporal modulation transfer functions and speech intelligibility. The Journal of the Acoustical Society of America, 106(5), 2719-2732.*
- Dau, T., Kollmeier, B., & Kohlrausch, A. (1997). *Modeling auditory processing of amplitude modulation. I. Detection and masking with narrow-band carriers. The Journal of the Acoustical Society of America, 102(5), 2892-2905.*

- Elliott, T. M., & Theunissen, F. E. (2009). The modulation transfer function for speech intelligibility. *PLoS computational biology*, 5(3), e1000302.
- Flanagan, J. L., & Golden, R. M. (1966). Phase vocoder. *Bell system technical Journal*, 45(9), 1493-1509.
- Laroche, J., & Dolson, M. (1999). Improved phase vocoder time-scale modification of audio. *IEEE Transactions on Speech and Audio processing*, 7(3), 323-332.
- Lentz, J. J., & Valentine, S. (2015). Across-frequency processing of modulation phase differences in hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 138(3), EL205-EL211.
- Lopez-Poveda, E. A., Johannesen, P. T., Pérez-González, P., Blanco, J. L., Kalluri, S., & Edwards, B. (2017). Predictors of hearing-aid outcomes. *Trends in Hearing*, 21, 2331216517730526.
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., & Moore, B. C. (2006). Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 103(49), 18866-18869.
- Moore, B. C. (2007). *Cochlear hearing loss: physiological, psychological and technical issues*. John Wiley & Sons.
- Parthasarathy, A., Hancock, K. E., Bennett, K., DeGruttola, V., & Polley, D. B. (2020). Bottom-up and top-down neural signatures of disordered multi-talker speech perception in adults with normal hearing. *Elife*, 9, e51419.
- Ponsot, E., Burred, J. J., Belin, P., & Aucouturier, J. J. (2018). Cracking the social code of speech prosody using reverse correlation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 115(15), 3972-3977.
- Ponsot, E., Varnet, L., Wallaert, N., Daoud, E., Shamma, S. A., Lorenzi, C., & Neri, P. (2021). Mechanisms of spectrotemporal modulation detection for normal-and hearing-impaired listeners. *Trends in hearing*, 25, 2331216520978029.

- Shannon, R. V., Zeng, F. G., Kamath, V., Wygonski, J., & Ekelid, M. (1995). Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 270(5234), 303-304.
- Singh, N. C., & Theunissen, F. E. (2003). Modulation spectra of natural sounds and ethological theories of auditory processing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(6), 3394-3411.
- Varnet, L., Ortiz-Barajas, M. C., Erra, R. G., Gervain, J., & Lorenzi, C. (2017). A cross-linguistic study of speech modulation spectra. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 142(4), 1976-1989.
- Venezia, J. H., Martin, A. G., Hickok, G., & Richards, V. M. (2019). Identification of the spectrotemporal modulations that support speech intelligibility in hearing-impaired and normal-hearing listeners. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 62(4), 1051-1067.
- Viemeister, N. F. (1979). Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 66(5), 1364-1380.
- Wallaert, N., Moore, B. C., & 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), 3088-3096.
- Wallaert, N., Moore, B. C., 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.
- Wallaert, N., Varnet, L., Moore, B. C., & Lorenzi, C. (2018). Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 144(2), 720-733.
- Zeng, F. G., Nie, K., Stickney, G. S., Kong, Y. Y., Vongphoe, M., Bhargava, A., ... & Cao, K. (2005). Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(7), 2293-2298.



"Sonance Audition est un groupement d'audioprothésistes indépendants, créé en 2014 par des audioprothésistes pour des audioprothésistes afin de promouvoir ensemble notre métier, développer notre savoir-faire et affirmer passionnément nos valeurs."



LE RÉSEAU D'AUDIOPROTHÉSISTES INDÉPENDANTS

sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.



Auteurs

Julie BESTEL
Frédéric REMBAUD
Mathieu ROBIER

Audioprothésistes D.E.

LES TESTS D'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE CALME ET DANS LE BRUIT

Dans cet article, nous faisons un rappel rapide sur l'audiométrie vocale dans le silence, qui fait partie des évaluations essentielles à la caractérisation de la perte auditive et la quantification du bénéfice prothétique. Nous nous concentrons ensuite sur le troisième type d'évaluation : l'audiométrie vocale en présence de bruit. Après avoir rappelé les principes d'une telle mesure, nous présentons deux études observationnelles à grande échelle chez l'adulte, réalisées avec FraMatrix et VRB, tous les deux administrés en champ libre (bruit diffus). Nous explorons en particulier la relation entre la perte tonale moyenne (PTM) et les seuils d'intelligibilité dans le bruit SIB50 oreilles nues, et proposons un focus sur les sujets qui présentent une PTM inférieure à 30 dB HL et une dégradation de la compréhension en milieu bruyant.

RAPPELS SUR L'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE SILENCE

1. Introduction

Depuis de nombreuses années, il est recommandé d'évaluer l'intelligibilité de nos patients dans le calme, que ce soit lors du bilan initial que lors de l'évaluation du bénéfice prothétique.

Le questionnaire proposé par Rembaud, Fontan et Füllgrabe (EPU 2017) montre bien que les audioprothésistes participants utilisent l'AVS en routine. Cependant l'utilisation majoritaire des listes dissyllabiques de Fournier est discutable et nous allons vous montrer pourquoi.

Pour parfaire nos connaissances, nous avons à disposition des ouvrages de référence tel que les précis d'audioprothèse ^[1] ^[2] ou le guide de bonnes pratiques de l'audiométrie vocale proposé et par la SFA ^[3].

2. Audiométrie vocale dans le silence

Lors du bilan initial, sa réalisation doit permettre de s'assurer entre autres de la concordance entre la perte tonale moyenne (PTM) et le SRT en vocal. Le cas échéant, la mise en évidence d'une discordance ou de distorsions cochléaires permettra à l'audioprothésiste d'adapter son choix prothétique et de fixer avec son patient des objectifs réalistes en fonction de ses capacités d'écoute.

En supraliminaire, une mesure de la compréhension à niveau fort (80dB voire 90dB) permet de s'assurer que l'UCL mesuré en tonale correspond bien à l'inconfort réel. En cas de doute, une nouvelle recherche pourra être réalisée en réexpliquant les consignes au patient. Ces vérifications ont pour but de maîtriser au mieux les informations nécessaires à une bonne préconisation de gain par la méthodologie de réglage.

Au cours de la période d'essai, l'AVS doit être réalisée en champ libre pour valider le réglage et l'efficacité de l'appareillage. Son intérêt est indiscutable dans le cas d'une surdité importante

(moyenne grade 2 ou plus). L'objectif étant de montrer que l'appareillage permet de restaurer une communication même dans des situations simples du quotidien. Lorsque le résultat de compréhension est insuffisant, l'AVS sera un élément important pour proposer et préparer le patient à l'implant cochléaire (score inférieur à 50% d'intelligibilité à 60dB avec les listes de Fournier).

Pour des surdités légères, nous pouvons nous poser la question de son utilité. Pour une presbycusie, l'utilisation d'une voix masculine ne permettra pas forcément de mettre en évidence un grand bénéfice de compréhension. En revanche, avec une voix féminine (ou une voix d'enfant), le résultat sera plus informatif sur la qualité de la réhabilitation. Dans l'exemple de la Figure 1, on ne rend pas compte du manque d'amplification sur les fréquences aiguës avec une voix d'homme, alors qu'en utilisant une voix de femme, on constate une performance moindre.

Le choix du matériel (liste) vocal est primordial pour que le résultat soit exploitable. Il est donc conseillé d'utiliser des listes sensibles, reproductibles et fiables. Pour cela la liste doit comporter au moins 40 items. C'est pourquoi il est conseillé d'utiliser les listes monosyllabiques de Lafon, les logatomes de Dodelé ou syllabiques de Lefèvre, avec lesquelles l'erreur d'un phonème n'influencera le résultat final que de 2%.

Dans certains cas, des listes moins fiables peuvent être utilisées afin de s'adapter aux capacités langagières du patient mais il est recommandé de proposer au moins 2 listes à la même intensité pour calculer le pourcentage d'intelligibilité.

Toujours par souci de fiabilité, il est préférable de mesurer et comparer les résultats dans deux conditions (avec / sans appareils) le même jour car les capacités de travail ou la fatigue peuvent influencer grandement le résultat final.

En conclusion, l'AVS doit faire partie intégrante de l'évaluation des patients, que ce soit avant ou après l'appareillage. Le temps nécessaire à sa réalisation ne doit pas être un argument

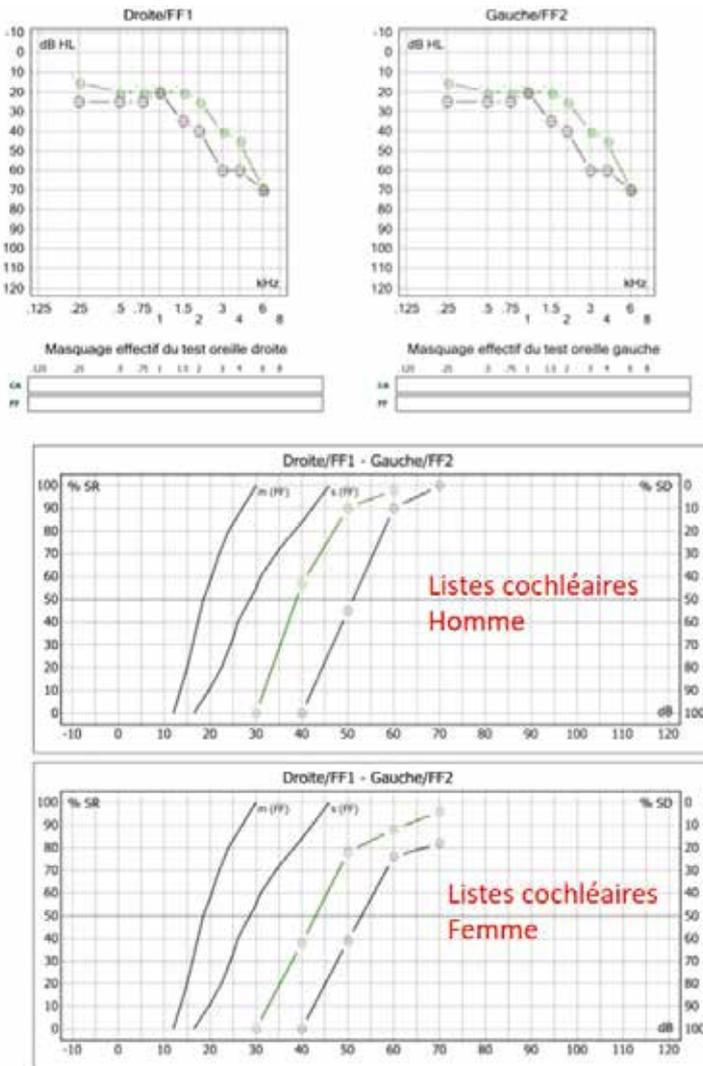


Figure 1 : Exemple de gain prothétique réalisé à une patiente, avec des listes cochléaires de Lafon : avec une voix d'homme, puis avec une voix de femme.

pour s'en affranchir car les informations récoltées permettent une meilleure prise en charge de nos patients.

Dans la suite, nous nous intéressons à l'audiométrie vocale dans le bruit (AVB) qui est également très informative sur les difficultés du patient, et doit venir en complément de l'AVS.

EVALUATION DE LA COMPRÉHENSION EN MILIEU BRUYANT

Le 14 novembre 2018, est entré en vigueur le nouveau texte de loi sur l'exercice de l'audioprothèse ; il reconnaît, pour la première fois, l'existence de troubles de la compréhension de la parole en milieu bruyant, possiblement à audition « normale » dans le silence. Plus précisément une personne ayant une perte tonale moyenne < 30 dB HL et un seuil d'intelligibilité dans le silence < 30 dB HL, peut se voir prescrire un appareillage si elle présente, sur au moins une oreille, une « dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit, définie par un écart du rapport signal de parole / niveau de bruit (RSB en dB) de plus de 3 dB par rapport à la norme » (extrait du texte de loi).

Afin de mieux connaître la population qui entre dans cette indication, il faut disposer d'une métrique fiable pour quantifier la perte « dans le bruit » (oreilles nues), et connaître la distribution des valeurs observées dans la population. La connaissance de cette distribution est le préalable indispensable pour pouvoir ensuite quantifier le bénéfice en milieu bruyant apporté par l'appareillage auditif.

En 2018, notre veille scientifique nous a permis d'identifier deux outils parmi les plus fiables sur le plan scientifique : FraMatrix et VRB (nous pourrions également citer les tests HINT et FrBio). Pour une revue complète de ces tests, on pourra consulter le lien [4].

1. Test FraMatrix

FraMatrix est le nom donné à la version française du test générique « Matrix », développé par la société HörTech. Ce test est disponible sur différentes chaînes de mesure (dont Affinity et Natus). La performance est mesurée par la reconnaissance de mots dans des phrases qui ont toujours la même structure syntaxique : prénom / verbe / chiffre / objet / couleur. Pour chacun des 5 éléments, il existe une liste fermée de 10 choix, limitant ainsi la suppléance mentale et les effets d'apprentissage (cf. figure 1).

Le résultat fourni par la procédure est le seuil d'intelligibilité dans le bruit à 50%, noté SIB50. Il est approché de manière adaptative par une suite d'essais/erreurs sur une liste de 20 phrases présentées à des RSB qui varient en fonction des réponses du sujet. Ce dernier doit répéter les mots qu'il comprend à chaque présentation de phrase ; le RSB de la phrase suivante dépend du nombre de mots correctement répétés à la phrase précédente.

	Nom	Verbe	Chiffre	Objet	Couleur
1	Agnès	achète	deux	anneaux	blancs
2	Charlotte	attrape	trois	ballons	bleus
3	Emile	demande	cinq	classeurs	bruns
4	Etienne	déplace	six	crayons	gris
5	Eugène	dessine	sept	jetons	jaunes
6	Félix	propose	huit	livres	mauves
7	Jean-Luc	ramasse	neuf	pions	noirs
8	Julien	ramène	onze	piquets	roses
9	Michel	reprend	douze	rubans	rouges
10	Sophie	voudrait	quinze	vélos	verts

Michel propose sept vélos jaunes

Tout marquer

OK

Figure 2 : liste des 10 items possibles par élément de la phrase (à gauche), et exemple d'une phrase type où les prénom, verbe et nom ont été répétés correctement par le sujet (à droite).

Le SIB50 retenu est le dernier SIB50 produit par le logiciel, à l'issue de 2 listes de 20 phrases qui constituent un entraînement, puis 1 liste de 20 phrases qui constitue le test à proprement parler.

Matrix a été validé dans plusieurs langues ; la norme a été établie en français, en condition « SONO » : parole et bruit émanant du même haut-parleur, situé en face du sujet. Elle est de -6 dB RSB (écart-type de 0,6 dB).

2. Test VRB

VRB signifie « Vocale Rapide dans le Bruit »^{[8][9]}. Ce test fait partie de la suite HUBSOUND (produit de la société BIOTONE).

Le VRB utilise une procédure automatisée descendante à pas fixes, qui s'inspire du test américain QuickSINTM^[10]. Les 120 phrases qui composent les 15 listes du VRB sont extraites du corpus MBAA (Marginal Benefit from Acoustical Amplification) et associées à un bruit créé à partir du signal « OVG » (Onde Vocale Globale)^[11]. Il s'agit d'un bruit masquant non stationnaire, multi-locuteurs.

Pour la notation, trois mots-clés sont utilisés dans chaque phrase. Chacune des 15 listes du VRB débute par une phrase sans bruit. Cette phrase sert d'entraînement au sujet et valide sa capacité à effectuer le test dans le silence. Les 8 phrases suivantes testent ensuite 8 pertes de RSB de +18 dB à -3 dB par pas de 3 dB. Le concepteur du test recommande d'utiliser un minimum de 4 listes afin d'obtenir une précision suffisante dans le calcul du score.

La notation se fait par rapport au nombre de mots-clés correctement répétés dans chaque phrase. Le VRB fournit un résultat facile à interpréter : la perte de RSB exprimée en dB. Il s'agit de l'augmentation de RSB requise par un sujet pour obtenir 50% de réponses correctes par rapport à la performance d'un groupe de sujets normo-entendants. Dans

la suite, nous appellerons ce score également SIB50, même s'il s'agit d'un SIB50 auquel on a retranché le SIB50 des normo-entendants.

En théorie, les normo-entendants doivent répéter parfaitement les 7 premières phrases, 50% des mots-clés des 8èmes phrases et aucun mot-clé des dernières phrases.

L'administration du test se fait dans une configuration de HP imposée, en champ diffus, à 5 HP, délivrant tous du bruit, et celui central délivrant également la parole (voir la Figure 4).

PRÉSENTATION DE DEUX ÉTUDES CLINIQUES OBSERVATIONNELLES

1. Genèse

Comme nous l'avons expliqué précédemment, la norme a été établie pour FraMatrix en « bruit direct ». Or, il existe depuis plusieurs années une forte demande des audioprothésistes pour évaluer les patients en condition de « bruit diffus », condition plus « écologique » que l'administration en diotique « SONO ». Le bruit diffus permet également de tester plus efficacement les performances des patients porteurs d'appareils auditifs avec des réducteurs de bruit.

Comme il n'existait pas de publication sur le FraMatrix en bruit diffus, nous avons conçu et déployé une étude observationnelle prospective afin d'établir la distribution des scores au FraMatrix pour tout degré de surdité.

En ce qui concerne VRB, la disposition des HP est imposée par la version 5.1. Nous avons également déployé une étude observationnelle sur le VRB afin de collecter un grand nombre de données et construire des courbes de référence pour ce test, toujours oreilles nues.

Les deux études ont été menées dans le cadre de la Loi Jardé — RIPH en catégorie 3 —, après obtention de l'accord



Figure 3 : copie d'écran du logiciel VRB. La partie gauche contient les 9 phrases de la liste 1. La première phrase est administrée dans le silence. Les 8 autres phrases sont délivrées à un rapport signal-sur-bruit décroissant par pas de 3 dB. La partie gauche représente deux courbes de résultats pour un même patient dans deux conditions : en rouge sans appareils (score de 7,5 dB), en bleu avec appareils (score de 0,5 dB).



“La franchise est dans
notre ADN !”



Tenté(e)s par l'aventure IA ? 

VOTRE CONTACT



Joanne Rousseau
Responsable Ressources Humaines

☎ 06 14 45 52 57
@ joanne.rh@ideal-audition.fr

VOTRE GUIDE



Téléchargez le guide ! 

d'un Comité de Protection des Personnes (Nord-Ouest IV pour fraMatrix, Sud-Est IV pour VRB, promoteur : Audilab Ressources). Le Pr. Thierry Mom est l'ORL référent pour l'étude FraMatrix, Pr. Christophe Vincent est l'ORL référent pour VRB. Les investigateurs pour les deux études sont des audioprothésistes : du réseau Audilab pour l'étude FraMatrix, et des réseaux Renard et Audilab pour l'étude VRB.

2. Éléments du protocole

Les deux études sont construites sur le même protocole, mais ce ne sont pas les mêmes patients qui ont participé à chaque étude (cela aurait été préférable, mais aurait généré des sessions de test trop longues, qui sortaient du « soin courant »).

CRITÈRES D'INCLUSION	CRITÈRES D'EXCLUSION
<ul style="list-style-type: none"> • Sujets majeurs, • normo-entendants ou présentant une déficience auditive neuro-sensorielle (appareillés depuis au moins 6 mois) • moyenne des PTM des deux oreilles ≤ 65 dB HL 	<ul style="list-style-type: none"> • sujets ne maîtrisant pas « suffisamment » la langue française • différence de PTM entre les deux oreilles > 20 dB HL • surdité d'origine oto-toxique si origine connue

Contenu de la session de tests :

- Audiométrie tonale au casque
- Audiométrie vocale en champ libre (listes cochléaires de Lafon, à 65 dB SPL)
- Test FraMatrix oreilles nues
- Optionnel : test FraMatrix oreilles appareillées

PARAMÈTRES DE LA PROCÉDURE FRAMATRIX	PARAMÈTRES DE LA PROCÉDURE VRB
<ul style="list-style-type: none"> • Niveau de bruit fixe : 65 dB SPL • Niveau de voix variable • Bruit stationnaire « Matrix » délivré en continu • RSB de départ : +10 dB 	<ul style="list-style-type: none"> • Procédure à pas fixes • Répétition de phrases (MBAA) • Bruit fluctuant (OVG) • Niveau de voix fixe (65 dB SPL) • 5 listes de 9 phrases

3. Audioprothésistes investigateurs

Nous souhaitons remercier tous les audioprothésistes investigateurs, de 24 centres d'audioprothèse :

- Etude FraMatrix : Emeline Baron, Julie Bestel, Mathilde Cheneau, Anne-Laure Coste, Didier Goupillot, Serge Lacoste, Elsa Legris, Sybille Marie, Frédéric Rembaud, Cécilia Souyris, Hervé Villois ;
- Etude VRB :
 - Aurélie Bizeau, Isabelle Chanteur, Romane Gaudin, Jonathan Pejout, Frédéric Rembaud, Mathieu Robier ;
 - Stephan Baayens, Philippe Cotton, Julie Delmotte, Romane Dumullier, François Leclerc, Valentin Lanoy, Tiphaine Papart, Christian Renard, Marc-Antoine Trottin

RÉSULTATS

Les deux études sont maintenant terminées, avec respectivement 297 sujets pour FraMatrix, et 639 sujets pour VRB. Dans ce qui suit, nous présentons des résultats de statistiques « descriptives ».

1. Etendue des valeurs de SIB50 par degré de surdité

Le Tableau 1 présente les médianes et moyennes (avec l'intervalle de confiance à 95%) pour chacune des études, pour chaque degré de surdité (calculé sur la perte tonale moyenne moyennée sur les deux oreilles).

Les boîtes à moustaches correspondantes sont représentées sur les Figure 5 et Figure 6 pour FraMatrix et VRB respectivement. Quel que soit le test, on constate une grande variabilité inter-individuelle des SIB50, pour tous les degrés de surdité. En particulier, la dispersion est assez importante pour FraMatrix chez les « normo-entendants », avec une médiane de -7,8 dB RSB. Les distributions sont plutôt unimodales et symétriques, quel que soit le degré de surdité (moyenne et médiane assez proches).

Pour VRB, la dispersion est également importante quelle que soit la perte tonale. On constate un effet plafond important pour les patients atteints de surdité moyenne de grade 2 : une grande partie d'entre eux ne peuvent pas franchir le cap de la première phrase dans le bruit (à +18 dB), et devraient

Condition d'administration des tests :

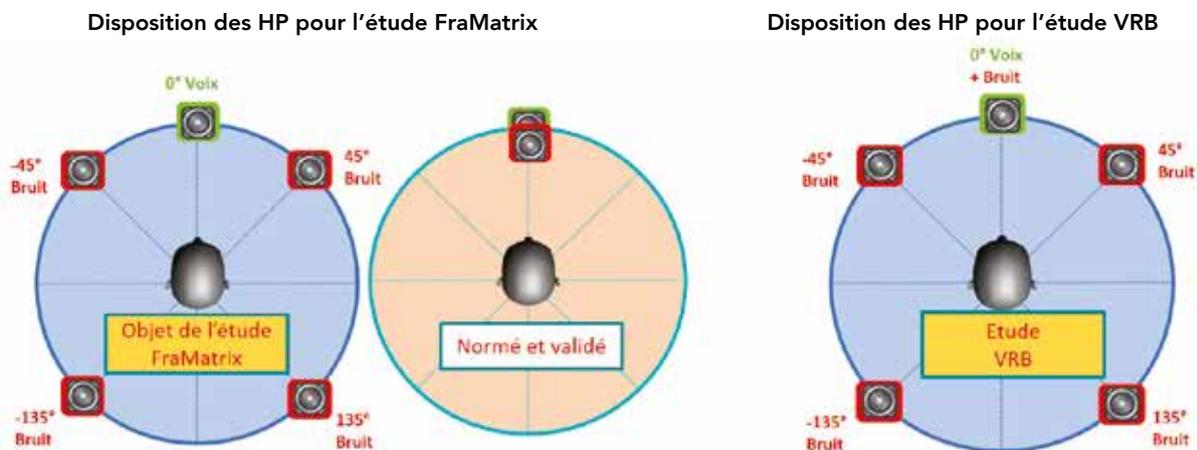


Figure 4 : disposition des haut-parleurs (HP) délivrant du bruit (rouge) et de la parole (vert) pour chacune des deux études. A droite : pour VRB, la disposition est imposée, avec un HP central délivrant à la fois du bruit et de la parole. A gauche : contrairement à la configuration S0N0 recommandée et validée par Oldenburg, l'étude présentée ici repose sur une disposition en bruit diffus (4 HP autour du sujet), et avec un HP frontal délivrant le signal de parole.

	Etude FraMatrix			Etude VRB		
	N	Médiane	Moyenne [IC95%]	N	Médiane	Moyenne [IC95%]
NE	61	-7,8	-7,6 [-8,6 ; -6,6]	187	0,7	0,8 [0,6 ; 1]
Légère	87	-3,3	-3,8 [-4,9 ; -2,6]	146	5,9	6,6 [6 ; 7,2]
Moyenne 1	113	3	3,3 [2,5 ; 4,2]	213	11,1	11,4 [10,9 ; 12]
Moyenne 2	36	9,1	8,8 [6,7 ; 11]	93	18,9	17,2 [16,6 ; 17,8]

Tableau 1 : nombres de sujets, médianes, moyennes et intervalles de confiance à 95% autour de la moyenne des SIB50 calculés dans les deux études, pour chaque degré de surdité.

certainement être traités à part. La dispersion est également importante pour les surdités moyennes de grade 1, certains sujets ayant des SIB50 similaires aux patients atteints de surdité moyenne 2 et les plus gênés dans le bruit. Les quartiles à 25% et 75% sont disjoints d'un degré de surdité à l'autre, ce qui permet de bien séparer les grades sur cette seule valeur du SIB50, pour 50% des sujets. La dispersion chez le normo-entendant est moins importante que pour FraMatrix.

2. Etude du lien entre perte tonale moyenne et seuil d'intelligibilité dans le bruit

Nous avons représenté sur la Figure 7 le SIB50 en fonction de la PTM de la meilleure oreille, pour les sujets de l'étude VRB. Le nuage obtenu pour FraMatrix est très comparable. Nous constatons, sans surprise, que plus les sujets sont gênés dans le silence (PTM élevée), moins ils sont performants dans le bruit (SIB50 élevé). La relation entre les deux variables est assez bien approchée par un modèle linéaire ($R^2 = 0,75$). Cependant, à PTM donnée, il existe une grande étendue possible de valeurs de SIB50.

Nous regardons maintenant de plus près, en séparant les patients selon leur degré de surdité. Les 4 nuages de points sont représentés sur les Figure 8 et Figure 9 pour FraMatrix et VRB respectivement.

Pour les deux tests, on constate qu'il n'y a presque pas de lien entre la PTM et le SIB50, avec des coefficients de détermination pratiquement nuls pour les surdités légères et moyenne 2 pour FraMatrix, ou pour les surdités légères et moyennes 1 pour VRB.

Ainsi, pour un grade de surdité donné, il n'est pas possible de « prédire » la perte dans le bruit à partir de la perte tonale,

ou alors avec une très grande erreur. Nous en concluons que l'évaluation des sujets dans le bruit est une mesure indispensable pour caractériser la déficience auditive ; elle est complémentaire au test classique d'audiométrie tonale, ainsi qu'à l'AVS, comme nous allons le voir dans la section suivante.

3. Etude du lien avec les autres variables collectées

Dans notre base de données, nous avons accès, en plus des SIB50 et de la PTM, aux variables suivantes : scores en mots et en phonèmes à une liste cochléaire de Lafon en CL à 65 dB, l'âge, le sexe.

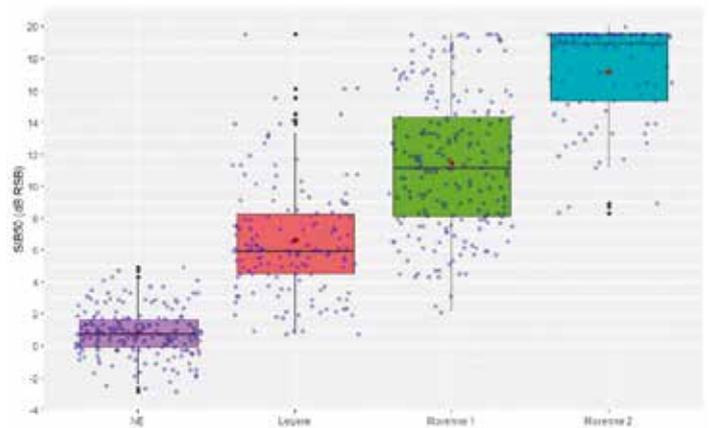


Figure 6 : Boîtes à moustaches des SIB50 mesurés dans l'étude VRB, pour chaque degré de surdité. Sont représentés : la moyenne (rouge), la médiane (trait noir), les quartiles à 25% et 75%, l'étendue hors-atypiques et les atypiques, ainsi que l'ensemble des points.

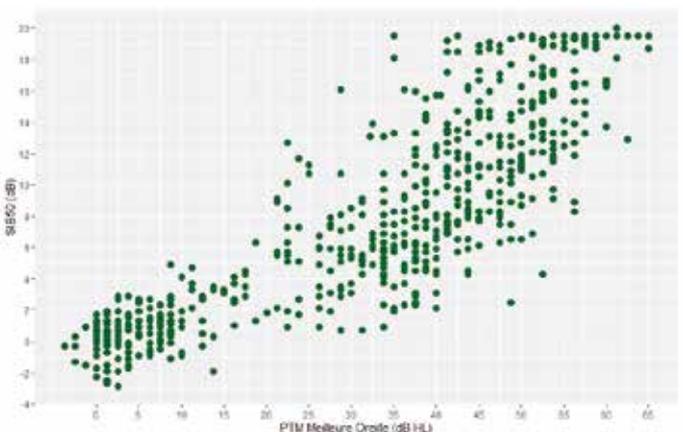


Figure 7 : Nuage de points représentant le SIB50 en fonction de la perte tonale moyenne de la meilleure oreille, pour l'étude VRB.

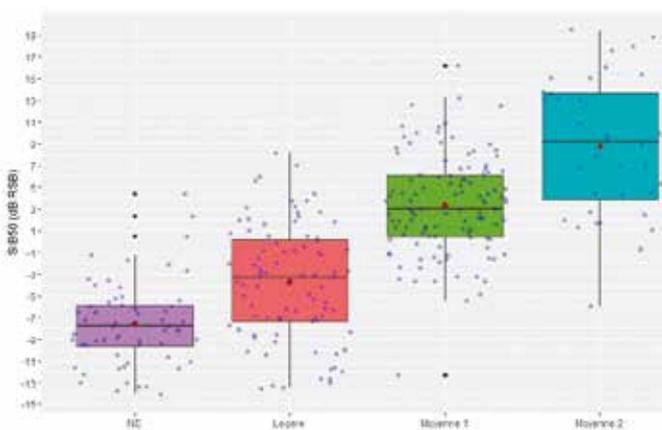


Figure 5 : Boîtes à moustaches des SIB50 mesurés dans l'étude FRAMATRIX, pour chaque degré de surdité. Sont représentés : la moyenne (rouge), la médiane (trait noir), les quartiles à 25% et 75%, l'étendue hors-atypiques et les atypiques, ainsi que l'ensemble des points.

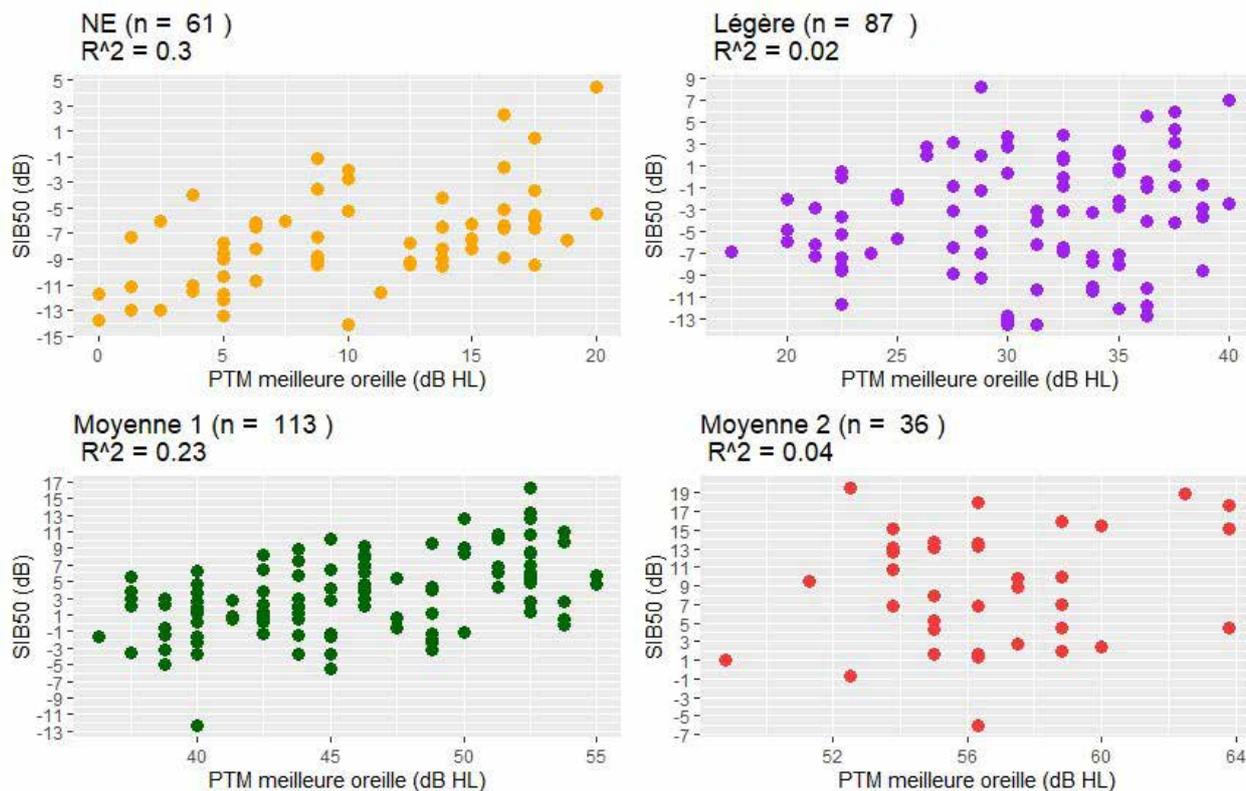


Figure 8 : Nuages de points SIB50 vs PTM de la meilleure oreille, pour chaque degré de surdité, pour l'étude FRAMATRIX. Le coefficient de détermination linéaire est faible pour les sujets normo-entendants et ceux atteints de surdité moyenne de grade 1. Pour les grade 2 et les surdités légères, il n'y pas de corrélation du tout entre la PTM et le SIB50.

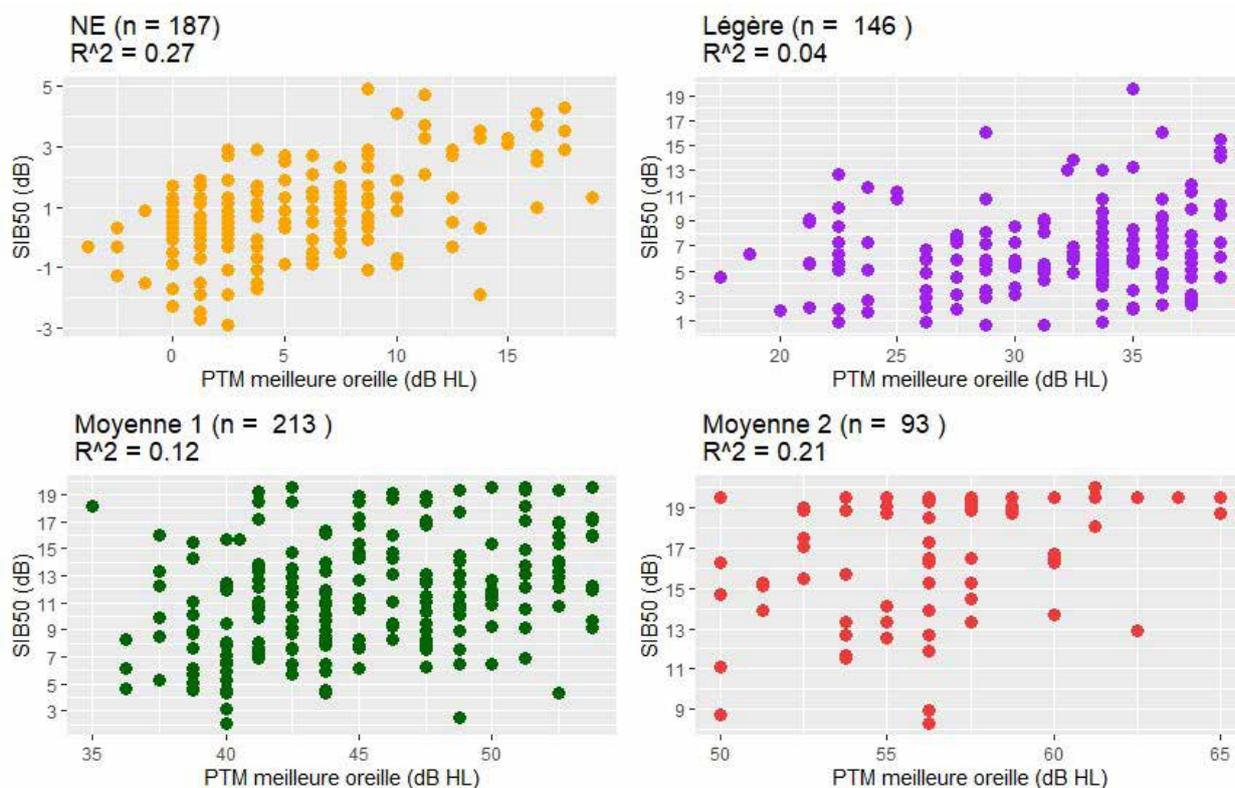


Figure 9 : Nuages de points SIB50 vs PTM de la meilleure oreille, pour chaque degré de surdité, pour l'étude VRB. Le coefficient de détermination linéaire est faible pour les sujets normo-entendants et ceux atteints de surdité moyenne de grade 2, et il est très faible pour les grade 1. Pour les surdités légères, il n'y a aucune corrélation entre la PTM et le SIB50.

Concernant le score en vocale dans le silence : nous observons que le score à 65 dB au test de Lafon (score en mots ou en phonèmes) est très peu explicatif de la performance dans le bruit. Bien évidemment, nous retrouvons le fait que plus les sujets sont gênés en vocale dans le silence moins ils sont performants en vocale dans le bruit. Cela est par exemple illustré par le nuage de points de la Figure 10 pour VRB (un nuage très similaire est observé pour FraMatrix).

Le sexe n'a aucun effet sur le SIB50. Concernant l'âge, nous l'avons fait entrer dans une approche de modélisation linéaire pas à pas, et avons trouvé que son introduction ne permet pas d'augmenter la part de variance de manière statistiquement significative. Le modèle linéaire qui explique le mieux la variance des SIB50 est celui faisant intervenir la PTM et le score en mots au Lafon, que ce soit pour VRB ou pour FraMatrix. Néanmoins, une part importante de la variance reste non expliquée par toutes les variables présentes, ce qui confirme l'intérêt de la mesure d'un SIB50 pour caractériser plus complètement la déficience auditive.

ANALYSES SUPPLÉMENTAIRES

1. Utilisation des résultats de l'étude dans le cadre du « 100% santé »

Rappelons que l'indication n°3 du décret paru le 14 novembre 2018 concerne les sujets qui présentent, au moins sur une oreille, une dégradation du SIB50 d'au moins 3 dB par rapport à la « norme ».

Les études que nous avons présentées dans cet article montrent qu'il est bien difficile d'établir une norme, même avec un test bien construit, sur la perte d'intelligibilité dans le bruit. Plus précisément, qu'il s'agisse de VRB ou de FraMatrix, il existe une grande variabilité de performances dans le bruit, à perte tonale donnée. Si nous considérons le normo-entendant selon la définition « traditionnelle », basée uniquement sur la perte tonale moyenne (inférieure à 20 dB HL pour chaque oreille), nous avons observé que la médiane des SIB50 est de 0,7 dB pour VRB et de -7,8 dB RSB pour FraMatrix (cf. Tableau 1).

S'il faut retenir un chiffre de référence de SIB50 (par test) pour le « normo-entendant », nous préconisons d'utiliser la médiane plutôt que la moyenne (plus dépendante du nombre de sujets testés).

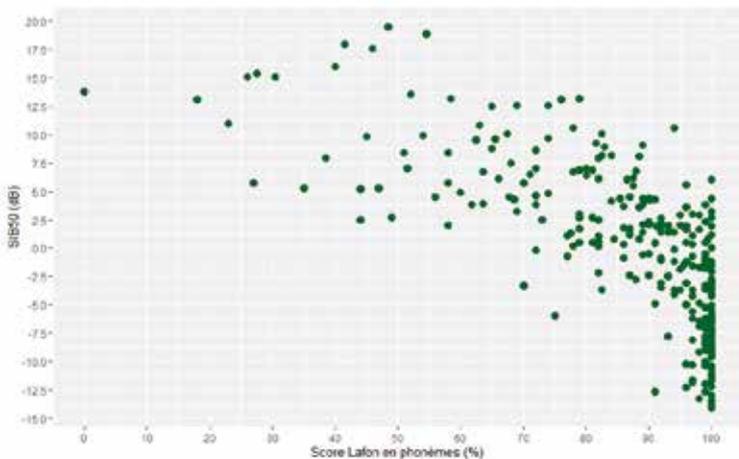


Figure 10 : Nuage de points représentant le SIB50 en fonction du score en phonèmes à une liste cochléaire de Lafon en CL à 65 dB, pour l'étude FRAMATRIX.

Si l'on s'intéresse aux sujets qui ne sont pas gênés dans le silence, mais uniquement dans le bruit, selon le seuil de coupure mentionné dans le texte du décret, nous devons sélectionner les sujets qui ont donc un SIB50 supérieur à :

- pour VRB : $0,7 + 3 = 3,7$ dB
- pour FraMatrix : $-7,8 + 3 = -4,8$ dB RSB

Ainsi, nos études nous permettent d'identifier les personnes qui pourront recevoir une prescription d'appareillage selon le critère n°3 du décret. Sur la Figure 11, on a représenté le nuage de points SIB50 vs PTM de la meilleure oreille, pour l'étude FraMatrix. Nous avons étiqueté en vert les sujets qui ont une perte tonale moyenne inférieure à 30 dB HL et qui ont une perte de 3 dB et plus de SIB50 par rapport aux normo-entendants. Nous avons pris comme référence pour ces derniers la valeur de -7,8 dB RSB. Ainsi, sur cette cohorte, nous trouvons que 28% des sujets ayant une perte tonale inférieure à 30 dB ont une dégradation de l'intelligibilité dans le bruit, et peuvent donc se faire prescrire un appareillage auditif. Pour VRB, nous trouvons une proportion de 20% (en prenant comme norme de SIB50 la valeur médiane chez le normo-entendant, dans notre cohorte, qui est de 0,7 dB).

Remarque : pour identifier les sujets positifs uniquement à l'indication n°3, il faudrait en toute rigueur tester également la condition du SRT dans le silence, qui doit être inférieur lui aussi à 30 dB HL. Or, nous ne l'avons pas mesuré dans cette étude, pour ne pas surcharger les sessions. Parmi les individus étiquetés en vert sur la Figure 11, il y a donc peut-être des personnes qui ont un SRT > 30 dB HL en vocale dans le silence.

2. Reproductibilité du test FraMatrix

Dans l'étude FraMatrix, nous avons respecté les recommandations des concepteurs de FraMatrix, à savoir l'administration de 3 listes de 20 phrases. Cette préconisation assure que le dernier SIB50 fourni par la procédure (celui obtenu au bout de la 3^e liste) est fiable. L'analyse de nos résultats montre cependant que quel que soit le degré de surdité, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre le SIB50 obtenu au bout de la 2^e liste et celui obtenu au bout de la 3^e

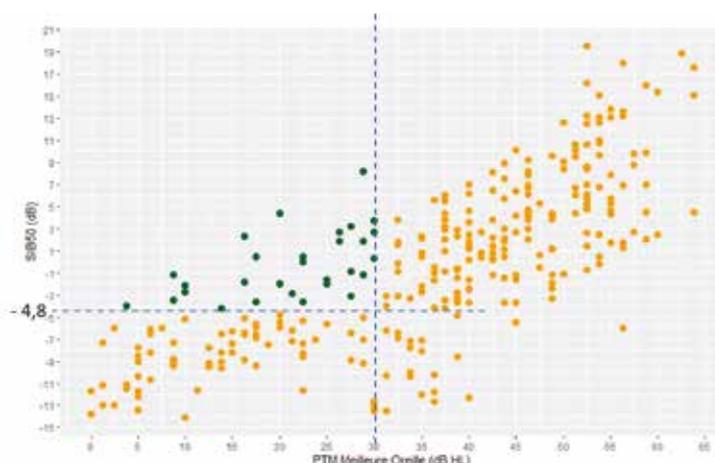


Figure 11 : Nuage de points représentant le SIB50 mesuré avec FRAMATRIX en fonction de la PTM de la meilleure oreille, dans lequel on a isolé (en vert) les sujets positifs à l'indication n°3 du décret (en prenant comme « norme » du FraMatrix : -7,8 dB), et négatifs à l'indication n°1 (surdités « cachées »). Dans notre cohorte, la proportion de sujets gênés dans le bruit (selon la norme FRAMATRIX) parmi les sujets non gênés dans le silence est de 28%.

liste. Les résultats sont rassemblés dans la figure Figure 12 (ANOVA à deux facteurs : numéro de liste et degré de surdité).

Notre recommandation est donc de tester les sujets, oreilles nues, avec deux listes de 20 phrases. La première liste est considérée comme un « entraînement », et la seconde fournit le SIB50 « vrai ».

Néanmoins, il arrive que l'algorithme FraMatrix ne converge pas au bout des 20 phrases d'une liste, car la condition sur le nombre de retournements de la procédure adaptative n'est pas remplie. Dans ce cas, le logiciel n'affiche pas de SIB50, et il faut donc réaliser une autre liste.

Si le sujet est ensuite testé avec appareils, nous recommandons de faire une seule liste de 20 phrases, si ce test a lieu dans la même session que celle où il/elle a été testé.e oreilles nues. Nous avons une préférence pour ce choix, qui permet aussi de « gagner du temps ». Si cela n'est pas possible, et que le test avec appareillage est réalisé au cours d'une autre session, nous recommandons de réaliser de nouveau deux listes de 20 phrases.

CONCLUSION

Il ne faut pas opposer AVS et AVB car ces tests sont complémentaires : ils permettent de caractériser plus complètement la déficience auditive de nos patients, et permettent une prise en charge efficace.

Voici les messages clés que nous pouvons retenir des deux études présentées sur FraMatrix et VRB, tous les deux administrés en CL en bruit diffus, oreilles nues, chez l'adulte :

- Les valeurs de SIB50 sont propres à chaque test.
- Ces deux études ne permettent pas de comparer réellement les deux tests, car ce ne sont pas les mêmes patients qui ont participé aux deux études.
- Ces études permettent d'explorer les valeurs possibles mesurées avec ces deux tests, dans les conditions d'administration exposées. En particulier, l'étude sur FraMatrix en bruit diffus vient d'une forte demande des audioprothésistes pour avoir des valeurs de référence à ce test, dans cette condition.
- Les valeurs de référence obtenues oreilles nues servent à quantifier la perte dans le bruit. Ainsi, l'audioprothésiste peut maintenant situer la performance de son patient parmi les valeurs plus ou moins attendues, à degré de surdité donné.
- Définir une norme pour l'intelligibilité dans le bruit paraît un problème « mal posé ». C'est pourquoi nous préférons parler de valeurs de référence.
- Si la norme reste difficile à définir, même avec ces tests « bien construits », cela signifie qu'il faut encore moins utiliser des tests « maison », pour lesquels la calibration et le choix du bruit sont mal contrôlés.

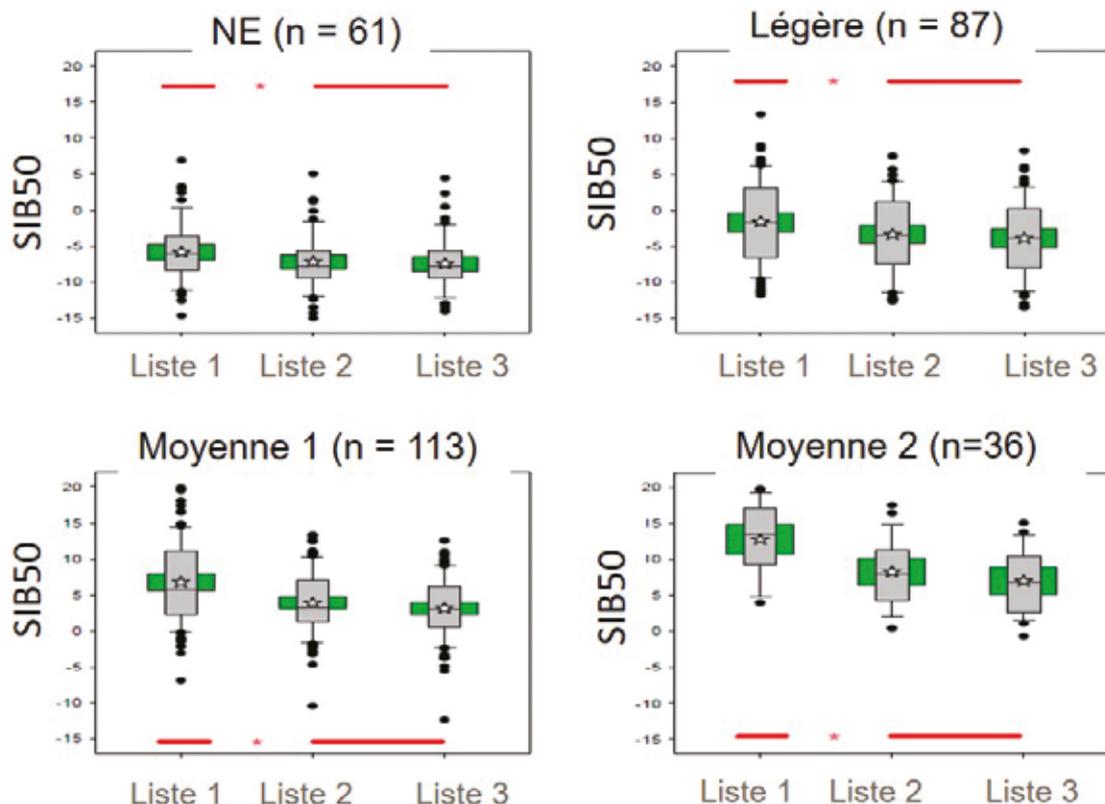


Figure 12 : Boîtes à moustaches des SIB50 mesurés avec FraMatrix sur 3 listes de 20 phrases consécutives. Pour les 4 degrés de surdité, il existe une différence statistiquement significative ($p < 0,05$ après correction de Tukey) entre les SIB50 mesurés à l'issue de la liste 1 et ceux mesurés en fin de liste 2. En revanche, il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les SIB50 mesurés à l'issue de la liste 2 et ceux mesurés en fin de liste 3.

- Quel que soit le test, il existe une variabilité importante, en particulier chez le « normo-entendant ».
- Sans surprise, les sujets peu performants dans le silence le sont également dans le bruit, mais la variabilité des résultats implique que l'on peut difficilement « prédire » la perte dans le bruit à partir de la perte dans le silence, quel que soit le test utilisé.
- VRB et FraMatrix permettent d'identifier les sujets atteints d'un trouble supraliminaire (ou « surdité cach e), qui représentent, dans nos cohortes, au minimum 20% (selon le test) des sujets ayant une perte tonale < 30 dB HL.
- Utiliser un test fiable comme VRB ou FraMatrix permet de quantifier un bénéfice de l'appareillage dans le bruit, en mesurant un gain de SIB50 avec appareils.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] *Précis d'audioprothèse, Tome 1*
- [2] *Précis d'audioprothèse, Tome 3*
- [3] *Guide des bonnes pratiques de l'audiométrie vocale, SFA, https://www.sfaudiologie.fr/_files/ugd/da3d09_f9513acb170a4cc4b4ef0b16a7e73576.pdf*
- [4] <https://www.sfaudiologie.fr/post/recommandations-sfa-sforl-sur-l-audiom%C3%A9trie-vocale-dans-le-bruit>
- [5]. Jansen S., Luts H., Wagener K.C., Kollmeier B., Del Rio M., Dauman R., James C., Fraysse B., Vorm es E., Frachet B., Wouters J., Van Wieringen A., Comparison of three types of French speech-in-noise tests: A multi-center study, *Int. J. Audiol.*, 2012, 51(3) 164 – 173, 2012
- [6]. Wardenga N., Batsoulis C., Wagener K. C., Brand T., Lenarz T., Maier H., Do you hear the noise? The German matrix sentence test with a fixed noise level in subjects with normal hearing and hearing impairment, *Int. J. Audiol.*, 2015; 54: 71 – 79
- [7] Kollmeier B., Warzybok A., Hochmuth S., Zokoll M.A., Uslar V., Brand T., Wagener K. C., The multilingual matrix test: Principles, applications, and comparison across languages: A review, *Int. J. Audiol.*, 2015; 54: 3 – 16
- [8] Leclercq F. (2015) Conception d'un matériel vocal  quilibr e en difficulté utilisable pour le développement d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit. Travail de fin d'études, ILMH, Bruxelles.
- [9] Vincent, C., Leclercq, F., Renard, D. (2018) Audiométrie vocale dans le bruit : mise au point du test VRB (Vocale Rapide dans le Bruit), *Annales françaises d'oto-rhino-laryngologie et de pathologie cervico-faciale*, Elsevier Masson.
- [10] Killion, M.C., Niquette, P., Gudmundsen, G.I., Revit, L.J., & Banerjee, S. (2004). Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 116(4), 2395-2405.
- [11] Dodel , L., & Dodel , D. (2000). L'audiométrie vocale en présence de bruit et le test AVfB. *Les cahiers de l'audition*, 13(6), 15-29.
- [12] M-J Djakoure (2017). Evaluation d'un test d'audiométrie vocale rapide dans le bruit (VRB) par la mesure du rapport signal-sur-bruit, Faculté de médecine Henri Warembourg, Lille.
- [13] Leclercq F., Renard C., Vincent C., Speech audiometry in noise: Development of the French-language VRB (vocale rapide dans le bruit) test, *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2018 Oct;135(5):315-319.
- [14] Taylor B., Speech in noise tests: how and why include them in your basic test battery, *Hear J.*, 2003, 56(1):40-3
- [15] Katz J., Medwetsky L., Burkard R., Hood L., Speech audiometry. In: *Handbook Of Clinical Audiology*, chapter 5, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2009

SMS Audio Electronique, votre partenaire en accessoires pour les personnes malentendantes et sourdes



Au domicile · au travail · dans l'enseignement · dans les lieux publics

Découvrez tous nos produits sur :
www.humanteknik.com



SMS

SMS Audio Electronique Sàrl
173 rue du Général de Gaulle
F-68440 Habsheim

Tel.: +33 (0) 389441400

Fax: +33 (0) 389446213

Internet: www.humanteknik.com

E-Mail: sms@audiofr.com

Dispositif désormais inscrit sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables sous le code 2388474.

ADHEAR

Collez. Clipsez. Ecoutez.

ADHEAR est un système auditif à conduction osseuse ultra simple à utiliser. Il suffit de coller l'adaptateur, de clipser le processeur et le patient n'a plus qu'à écouter !

Ce qui est différent ?

ADHEAR n'exerce aucune pression sur la peau ou la mastoïde grâce à son adaptateur adhésif, qui garde par ailleurs un positionnement optimal assurant un accès continu aux sons.

- ✓ Confortable
- ✓ Simplissime
- ✓ Esthétique
- ✓ Ecoute continue
- ✓ Positionnement optimal



hearLIFE

medel.com

Systeme à conduction osseuse sur adhésif

Le système à conduction osseuse sur adhésif ADHEAR est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe IIa inscrit à la LPPR et qui porte le marquage CE (numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités de transmission pures (Rinne maximal de 60 dB) pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne est inefficace ou impossible. Le médecin évaluera la situation sur le plan médical en tenant compte des antécédents médicaux complets du patient. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 07/2021. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât 6, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00.



Auteurs

Céline GUÉMAS
Stéphane LAURENT
Audioprothésistes D.E.

MESURES OBJECTIVES AU TYMPAN DANS NOS LABORATOIRES UNE VOIE POUR ALLIER EFFICACITÉ ET QUALITÉ

« Les mesures objectives (...) participent prioritairement au contrôle immédiat d'efficacité prothétique... » voilà ce que nous disait X. Renard dans le tome 3 des précis d'audioprothèse « l'appareillage de l'adulte ». Une bonne connaissance de ces mesures objectives ainsi que des outils de métrologie (module de mesure in vivo MIV et coupleurs 2cc ou 0,4cc) disponibles dans nos chaînes de mesure va nous permettre de conjuguer efficacité et qualité. Ces mesures vont accompagner l'audioprothésiste du bilan d'orientation prothétique au contrôle immédiat et permanent d'efficacité prothétique.

Ainsi, le choix du transducteur audiométrique pour réaliser l'audiométrie tonale est-il déterminant. En effet, pour mesurer les performances acoustiques d'une aide auditive en fonction du seuil audiométrique doit-on utiliser la même échelle ainsi que le même point de référence. Or, nous réalisons des audiométries au casque ou aux inserts en dB HL (Hearing Level) quand les méthodologies de pré réglage, la mesure in vivo et

les mesures aux coupleurs sont en dB SPL (Sound Pressure Level) au tympan. Il existe donc une contradiction des unités utilisées car on analyse le gain fourni et les niveaux de sortie des appareils auditifs en niveau de pression (dB SPL) au tympan ou au coupleur. Si aucune mesure sur chaque individu n'est réalisée, les conversions pour passer d'une unité à l'autre vont se baser sur des moyennes statistiques ou des normes mesurées sur des oreilles artificielles ou coupleurs ; Les variations individuelles de l'acoustique du conduit auditif ainsi que le choix du transducteur influencent fortement le dB SPL des signaux arrivant au tympan (casque calibré sur un coupleur 6cm³ et insert calibré sur un coupleur 2cm³). Dans l'étude de Saunders et Morgan de 2003, Impact on hearind

aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL, réalisée au casque, les données de 1814 oreilles sont étudiées. Parmi cette cohorte, on a mesuré pour 5 patients qui avaient la même audiométrie tonale au casque, le niveau SPL au tympan correspondant. Après mesure au tympan, ils obtiennent 5 SPLogrammes différents. L'étude relate que la distribution des dB SPL au tympan pour un niveau de signal fixe varie selon les oreilles et selon la fréquence jusqu'à 40 dB ! Afin de limiter l'impact des conversions statistiques, nous allons utiliser la mesure du RECD (real ear to coupleur difference, voir figure 2) ou du REDD (Real Ear to Dial Difference, voir figure 1) et ainsi obtenir des seuils SPL au tympan personnalisés (SPLogramme du patient). Le RECD ou wRECD est la différence, en dB SPL, entre un relevé de pression mesuré au fond du conduit grâce

REED
Real Ear to Dial Difference

**SEUIL HL + REDD =
SEUIL SPL AU TYMPAN**



Figure 1 REDD

RECD
Real Ear to coupler Difference
<https://www.audioscan.com/en/verifit2/?cn-reloaded=1>



Figure 2 RECD

à une sonde in vivo et au coupleur 2cc pour le RECD ou au coupleur 0,4cc pour le wRECD (Wideband Real Ear to Coupler Difference) pour un même signal. Pour mesurer le REDD, on pratique une audiométrie en dB HL en mesurant simultanément le niveau en dB SPL atteint au fond du conduit via une sonde in-vivo.

Pour qui veut utiliser la mesure in vivo, Il existe donc quatre possibilités pour passer de dB HL à dB SPL mesuré au tympan :

- 1- Audiométrie aux inserts + RECD
- 2- Audiométrie aux inserts + wRECD
- 3- Audiométrie aux inserts + REDD
- 4- Audiométrie au casque + REDD

Toutes les chaînes de mesures permettent de réaliser le RECD. Une fois cette mesure implémentée, les seuils en dB SPL (Splogramme) sont prêts pour la mesure in vivo et les relevés aux coupleurs. On notera que le wRECD permet de vérifier les aides auditives jusqu'à 12,5 Hz. Lorsque le REDD est disponible dans la chaîne de mesure, on le réalisera préférentiellement aux inserts car le positionnement du système « casque- sonde » peut être délicat.

En phase adaptation prothétique, la mesure in vivo va nous permettre de vérifier à proximité du tympan les niveaux de sortie de l'aide auditive (REAR pour Real Ear Aided Response), vérifier l'audibilité et le confort d'écoute des signaux amplifiés, évaluer avec précision la sortie des aides auditives par rapport à la plage dynamique du patient, mesurer les systèmes de réduction de bruit.

Le SII affiché dans le module de MIV vous donnera une prédiction de l'intelligibilité d'une personne à travers un calcul basé sur son seuil auditif et la quantité d'informations sonores qu'elle reçoit sur les différentes fréquences. Le SII est un modèle basé sur le spectre à long terme de la parole et propose une prédiction de l'intelligibilité attendue. Il ne remplace en aucun cas les tests d'audiométrie vocale mais peut être considéré comme un élément qui vient compléter l'ensemble des informations recueillies lors du bilan d'orientation prothétique, informations qui nous permettent de proposer un projet de réhabilitation efficace et cohérent à notre patient.

Les mesures au coupleur viendront compléter notre prise en charge. Ainsi est-t-il conseillé d'effectuer des relevés en fin de période d'essai afin de disposer de courbes de référence qui nous guiderons lors du suivi prothétique :

- Mesures de directivité au coupleur pour visualiser en temps réel le fonctionnement des systèmes directionnels adaptatifs.
- La dynamique vocale au coupleur afin de visualiser les niveaux à 55, 65 et 75 dB SPL, analyser les centiles (percentiles 30 et 99) et afficher des taux de compression effectifs, l'activation des taux de compression de dynamique du signal pour vérifier le respect de la dynamique vocale +12/-18 dB
- Simuler l'effet d'évent au coupleur 0,4cc.

Enfin, selon le texte d'application du 100% santé en audioprothèse le compte rendu doit contenir les informations suivantes :

« ...les courbes de réponse des appareils en oreille artificielle ou en in vivo seront jointes systématiquement. »

Vers un protocole simple et rigoureux pour obtenir une mesure au tympan (voir figures 3 et 4) :

1) Tout commence par une **otoscopie** attentive, habituelle dira-t-on, mais qui dans la perspective d'une mesure in vivo prend une autre dimension : présence de cérumen et l'insertion de la sonde sera compromise, audiométrie aux inserts implique choix approprié de la taille des mousses.

2) Pourquoi une audiométrie aux inserts ? Si vous ne pratiquez pas de mesure in vivo, l'intérêt des inserts réside dans un moindre recours à **l'assourdissement** controlatéral en cas de forte dissymétrie auditive. Dans le cas de la mesure in vivo l'intérêt supplémentaire des inserts se trouve dans la fameuse recherche des seuils d'audition en dB SPL à proximité du tympan.

3) L'audiométrie aux inserts en dB HL : avec ou sans **seuils subjectifs d'inconfort** ? C'est un choix audiolgique à faire en lien avec la méthodologie de calcul des cibles que vous préférez : NAL-NL2 et dans ce cas vos seuils d'inconfort ne seront pas pris en compte, NAL préférant des inconforts statistiques. DSL v5 : si vous les avez, DSL les prend en compte dans le calcul des cibles. Attention donc, c'est le premier élément de variation des cibles.

4) L'audiométrie achevée il reste encore une incertitude, lorsque l'on va passer dans le module de la mesure in vivo, quant à la **conversion des seuils HL en SPL au tympan**. Certes les inserts limitent le risque par rapport au casque mais, pour être encore plus serein, il est utile de réaliser une mesure de RECD, ou de REDD lorsque l'équipement le permet.

5) Passons maintenant au module in vivo. Nous avons les seuils SPL au tympan, l'écran représente désormais le **SPLogramme**. La sonde in vivo est calibrée, la première étape est évidemment son insertion profonde sans toucher le tympan !

6) Nous pouvons maintenant insérer les appareils sans faire bouger la sonde ! Si **l'appareillage est de type ouvert** il faut faire un **calibrage spécifique** afin de s'affranchir des « fuites » sonores qui viendraient perturber le microphone de référence.

7) Place à la première mesure, avec un signal ISTS de 65 dB SPL. La courbe moyenne obtenue (appelée REAR Real Ear Aided

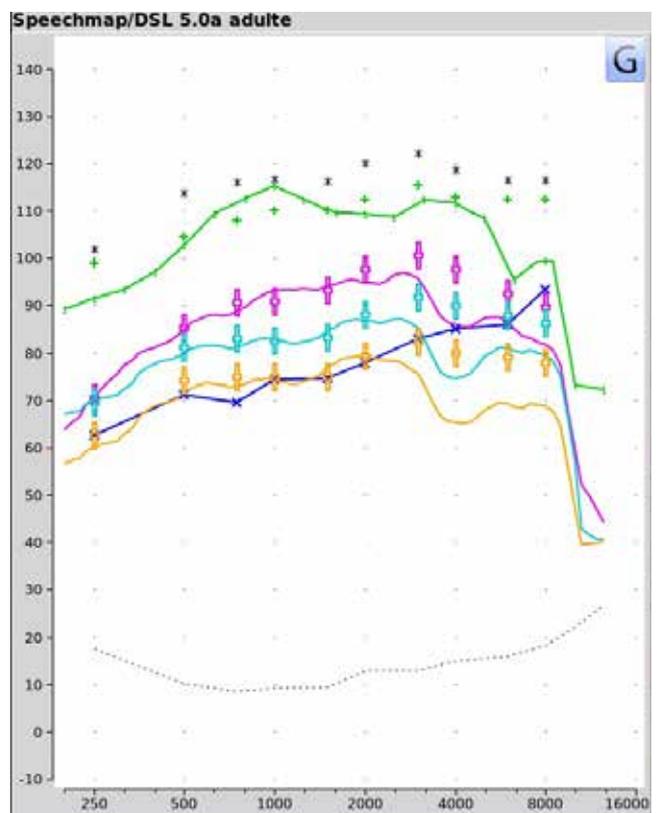


Figure 3 : exemple d'une mesure in vivo en niveau de sortie (REAR) avec une cible DSL 5

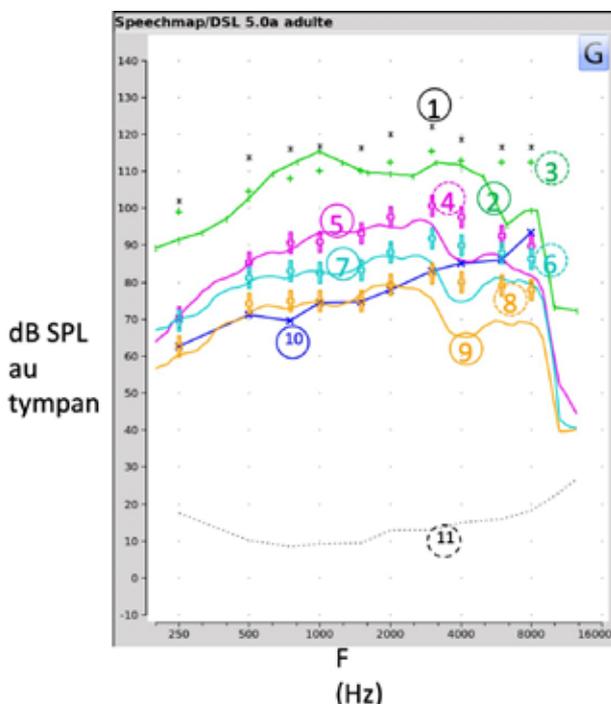
Response) peut être comparée aux cibles, nous ajusterons si besoin les gains pour que la courbe soit conforme aux cibles. Répétons l'opération pour des niveaux d'entrée de 55 dB SPL puis 75 dB SPL.

8) La procédure peut être complétée par une mesure de MPO, avec en général 85 dB SPL.

9) Une fois les courbes placées sur les cibles commence le vrai **travail d'interprétation**, de choix et d'éventuelle modification. La correction ainsi appliquée sera-t-elle trop forte, trop aigüe ? C'est à la lumière des éléments de l'anamnèse, des échanges avec le patient, de son âge, de son état, etc. que le réglage final sera choisi. La mise à la cible par mesure in vivo n'est donc qu'une étape !

Interprétation de la mesure figure 3 :

Les seuils SPL au tympan (10) sont fiables car un REDD ou RECD a été effectué à la suite de l'audiométrie aux inserts. Si une audiométrie classique au casque en dB HL avait été pratiquée,



- ① Seuils subjectifs d'inconfort en SPL au tympan
- ② MPO pour $L_e = 85$ dB SPL
- ③ Cible de MPO
- ④ Cibles DSL 5 pour $L_e = 75$ dB SPL
- ⑤ REAR ISTS pour $L_e = 75$ dB SPL
- ⑥ Cibles DSL 5 pour $L_e = 65$ dB SPL
- ⑦ REAR ISTS pour $L_e = 65$ dB SPL
- ⑧ Cibles DSL 5 pour $L_e = 55$ dB SPL
- ⑨ REAR ISTS pour $L_e = 55$ dB SPL
- ⑩ Seuils liminaires OG en SPL au tympan
- ⑪ Seuils liminaires moyens normo-entendant (MAP)

Figure 4 : légendes détaillées de la mesure figure 3

ces seuils (10) seraient convertis statistiquement donc incertains, ils pourraient être 10 dB au-dessus, en-dessous, voire plus encore ! Donc les cibles (4), (6) et (8), calculées à partir de ces seuils SPL au tympan seraient évidemment incertaines ! A quoi bon faire des mesures in vivo si les cibles sont incertaines ?

Analysons maintenant les courbes (5), (7) et (9). On observe que ces REAR sont sur les cibles sauf dans les hautes fréquences. Cela peut être le choix de l'audioprothésiste qui décide de ne pas trop corriger les aigus, le patient est âgé, la perte ancienne, etc. Ou cela peut être un défaut de couplage acoustique : cet embout, ce dôme, dans cette oreille ne permet pas de bien diffuser ces fréquences, auquel cas il convient de modifier le couplage ou tenter de corriger ces aigus par le réglage.

Répétons-le, cette « mise à la cible » n'est qu'une étape qui nécessite par la suite un travail d'interprétation, d'analyse, d'explication au patient et de décision. Le savoir-faire lié à la mesure in vivo ne se contente pas d'une insertion de sonde ! Un long parcours sera nécessaire au débutant pour se forger des représentations visuelles solides qui lui permettront de prendre les bonnes décisions en matière de réglage final et de modifications de couplage.

BIBLIOGRAPHIE

- Aarts, N. L., & Caffee, C. S. (2005). Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness. *International Journal of Audiology*, 44(5), 293-301
- Aazh, H., & Moore, B. C. (2007). The value of routine real-ear measurement of the gain of digital hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18(8), 653-664.
- Aazh, H., Moore, B. C., & Prasher, D. (2012). The accuracy of matching target insertion gains with open-fit hearing aids. *American Journal of Audiology*, 21(2), 175.
- ANSI. (1996). *Specification for audiometers (ANSI S3.6-1996)*. New York, NY: American National Standards Institute.
- ANSI. (1997). *Methods of measurement of real-ear characteristics of hearing instruments (ANSI S3.46-1997)*. New York, NY: American National Standards Institute.
- ANSI. (2013). *Methods of measurement of real-ear characteristics of hearing instruments (ANSI S3.46-2013)*. New York, NY: American National Standards Institute.
- Bagatto, M., Moodie, S., Scollie, S., Seewald, R., Moodie, S., Pumford, J., & Liu, K.P.R. (2005). Clinical protocols for hearing instrument fitting in the desired sensation level method. *Trends in Amplification*, 9(4), 199-226.
- Bentler R. A. (2004). *Advanced hearing aid features: Do they work?* Paper presented at the convention of the American Speech-Language-Hearing Association, Washington, DC.
- Bentler, R. A., & Cooley, L. J. (2001). An examination of several characteristics that affect the prediction of OSPL90 in hearing aids. *Ear and Hearing*, 22(1), 58-64.
- Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M., & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an international speech test signal (ISTS) *International Journal of Audiology*, 49(12), 891-903.
- Holube, I. (2015, February). 20Q: getting to know the ISTS. *AudiologyOnline*, Article 13295. Retrieved from <http://www.audiologyonline.com>.
- Kochkin, S. (2011). MarkeTrak VIII; Reducing patient visits through verification and validation. *Hearing Review*, 18(6), 10-12.
- Moodie, K. S., & Hoover, B. M. (2002). Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(8), 407-415.
- Mueller, H. G. (2014a). Real-ear probe-microphone measures-30 years of progress? *AudiologyOnline*, Article 12410. Retrieved from <http://www.audiologyonline.com>
- Saunders, G. H., & Morgan, D. E. (2003). Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. *International Journal of Audiology*, 42(6), 319-326.

DÉFINITION DES CLASSES I ET II SELON L'ARRÊTÉ DU 14/11/2018 : RAPPORT D'ÉTAPE ET POINTS DE VIGILANCES



Auteur
Jehan GUTLEBEN

Audioprothésiste D.E.

Le 14 novembre 2018 est adopté l'arrêté ¹, porté par le Ministère des Solidarités et de la Santé, portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives associées au chapitre 3 du titre II de la LPP. Ainsi, les classes A, B, C et D d'aides auditives sont remplacées par les classes 1 et 2, définies par des caractéristiques communes, et distinctes par des caractéristiques optionnelles regroupées en catégories A et B.

Cet arrêté définit ce qu'est une audioprothèse : « dispositif médical à usage individuel destiné à compenser (...) les pertes d'audition des malentendants ou les troubles de la compréhension. Le dispositif (...) est conforme à la norme NF EN 60118. ». La norme citée sert de référence notamment pour les mesures au coupleur 2cc ; sa dernière version, la NF EN 60118-0 :2015 est souvent citée sur les fiches techniques publiées par les fabricants d'aides auditives. Bien que les acouphènes soient cités ultérieurement dans l'arrêté, on peut noter que l'hyperacousie et les acouphènes ne sont pas inclus à cette définition.

Trois types d'appareils sont décrits selon la position du microphone et de l'écouteur :

- le contour d'oreille,
- le contour à écouteur déporté,
- l'intra-auriculaire.

De plus, l'arrêté définit une aide auditive « surpuissante » comme un appareil permettant une amplification ≥ 70 dB au coupleur 2cc (selon NF EN 60118-0 :2015), destiné aux surdités profondes.

Qu'elles soient de classe I ou II, les aides auditives doivent désormais présenter les 12 spécifications techniques minimales suivantes (sauf exceptions pour les surpuissants * et les intra-auriculaires **) (Tableau 1).

Les pannes, survenant au cours d'un usage habituel, sont couvertes pendant 4 années (pièces, main d'œuvre et transport) par le fabricant, même lorsque le patient change d'audioprothésiste.

Les classes I et II se distinguent par leur nombre d'options A et B :

- Une aide auditive de classe I doit comporter au moins 3 options A

Caractéristiques communes aux classes I et II	
1	Amplification ≥ 30 dB (70dB pour les surpuissants*) avec un niveau de sortie ≥ 100 dB SPL
2	Dispositif d'abaissement fréquentiel non linéaire
3	Réglage du gain sur 3 niveaux d'entrée par canal
4	Distorsion harmonique $< 3\%$ à 500 Hz, 800 Hz et 1600 Hz (hors *)
5	Directivité microphonique automatique
6	Réducteur de bruit, ajustable par l'audioprothésiste, atténuant sélectivement la bande de fréquence où le bruit est identifié
7	Système anti-larsen par opposition de phase (ou autre technologie dont l'efficacité est au moins équivalente)
8	12 canaux de gain, ou au moins 8 si l'appareil dispose d'une directivité adaptative, un réducteur de bruit implusionnel et au moins 5 options de la liste A
9	2 programmes (calme et bruit), ou 4 si l'appareil dispose d'une bobine inductive (T et MT en plus)
10	Datalogging donnant au moins le temps d'utilisation, l'activation des programmes et le niveau du potentiomètre utilisé
11	Étanchéité \geq IP 57 (hors **)
12	Réglage du niveau de sortie maximum
Optionnel	Pour l'appareillage des enfants < 6 ans : une diode et un tiroir-pile sécurisé sont recommandés

Tableau 1

Options A	
A 1	Générateur de signaux pour thérapie sonore anti-acouphènes
A 2	connectivité avec une télécommande avec ou sans Bluetooth
A 3	réducteur de bruit de vent
A 4	synchronisation binaurale du traitement du son
A 5	directivité microphonique adaptative
A 6	bande passante élargie ≥ 6 kHz (selon NF EN 60118) (hors *)
A 7	apprentissage de sonie lié au potentiomètre, validé par l'audio ou automatiquement
A 8	réducteur de réverbération supérieur à la directivité
Options B	
B 1	bande passante élargie ≥ 10 kHz (norme non précisée)
B 2	nombre de canaux ≥ 20 (non chevauchants)
B 3	réducteur de bruit implustionnel < 300 ms
B 4	batterie rechargeable et son chargeur associé

Tableau 2

- Une aide auditive de classe II doit comporter au moins 6 options A et 1 option B ; les petits intra-auriculaires (CIC ou IIC) peuvent aussi disposer de 3 options A et 3 B, ou encore de 4 options A et 2 B.

Il incombe aux fabricants de référencer leurs aides auditives pour en permettre le remboursement par l'Assurance Maladie. Ce référencement dans l'une des deux classes consiste en un dossier technique déclaratif, complété en ligne par le fabricant, et potentiellement contrôlé à posteriori par les autorités compétentes. Pour référencer une aide auditive en classe 2, le fabricant doit obligatoirement référencer au moins une aide auditive en classe 1 de même type (intra-auriculaire, contour, contour à écouteur déporté).

Ce cahier des charges des deux classes d'aides auditives, en vigueur depuis le 01/01/2019, est le fruit d'un consensus qui fut complexe à établir en 2018. Même si les descriptions des caractéristiques techniques laissent une certaine place à l'interprétation par les fabricants, la répartition des ventes d'aides auditives en 2021 (39 % de classe 1²) tend à confirmer la qualité des appareils du panier « 100% Santé », qui permet d'apporter une solution de compensation pour tous les types de perte auditive. Néanmoins, même si le référencement en classe 1 est de la responsabilité du fabricant, il appartient à l'audioprothésiste d'être vigilant lors du choix de certaines options techniques pour les appareils personnalisables (intra-auriculaires, contour à écouteurs déportés de différentes puissances).

L'évolution des caractéristiques requises pour le référencement en classe 1 ou 2 est souhaitée par le Ministère des Solidarités et de la Santé, pour tenir compte de l'évolution des technologies².

En effet, de nombreuses fonctionnalités se généralisent dans les dernières générations d'aides auditives, mais ne sont pas citées dans l'arrêté du 14/11/2018 : connectivité audio directe, identification des environnements sonores, capteurs de mouvements, ...

Pour autant, cette distinction quantitative des caractéristiques des classes 1 et 2 ne permet pas de présager d'une distinction qualitative de leurs performances, ni d'une différence de résultat d'adaptation aux oreilles d'un malentendant. L'appareil auditif n'étant pas autosuffisant³, le rôle de l'audioprothésiste reste entier pour atteindre la satisfaction

du patient appareillé. De même, le nivellement des fonctionnalités des aides auditives de classe 1 ne permet pas de conclure à une équivalence entre les fabricants. Une étude indépendante serait nécessaire pour établir un comparatif entre les appareils : la Société Française d'Audiologie a initié une étude multicentrique visant à comparer les bénéfiques et les limites des deux classes d'aides auditives⁴.

« Il incombe aux fabricants de référencer leurs aides auditives POUR EN PERMETTRE LE REMBOURSEMENT PAR L'ASSURANCE MALADIE. »

BIBLIOGRAPHIE

1. <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrete/2018/11/14/SSAS1830986A/jo/texte>
2. 220125_-cp_-comite_de_suivi_de_la_reforme_du_100_sante.pdf (solidarites-sante.gouv.fr)
3. Sociotechnique de la presbyacousie. Enquête ethnographique auprès d'audioprothésistes et de personnes appareillées (sdaudio.org)
4. Comparaison audioprothétique des appareils auditifs de classe 1 et 2. (sfaudiologie.fr)



BICORE UN SON PLUS FIABLE, PLUS PROPRE

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

La plateforme **Rexton BiCore** est conçue pour restituer tous les sons de la vie de manière fiable et audible grâce à un traitement audio innovant (SPT) permettant une compréhension parfaite des conversations même dans les environnements sonores les plus complexes.

- **Adaptation ultra-rapide** aux environnements changeants
- Technologie brevetée de **préservation de la parole**
- **Traitement avancé du signal binaural** pour réduire efficacement le bruit

Retrouvez-nous sur   

www.rexton.com/fr-fr | shop.biotone.fr

REXTON

DATA LOGGING ET IMPLANTATION COCHLÉAIRE PÉDIATRIQUE : UNE ÉTUDE OBSERVATIONNELLE



Auteur

Dr Suzanne FERRIER

ORL et chirurgien
cervico-facial

Hôpital Necker-Enfant
malades

Départements d'ORL et
Audiophonologie,
Service du Pr Denoyelle

OBJECTIF : Etude observationnelle monocentrique décrivant le temps de port de l'implant cochléaire (IC) au sein d'une cohorte d'enfants implantés, et visant secondairement à établir les facteurs de risques de port insuffisant de l'IC, puis à comparer le temps de port de cette population au port d'un appareillage auditif conventionnel dans un groupe d'enfants atteints de surdité bilatérale moyenne.

Mots clés

IMPLANT COCHLÉAIRE - ENFANTS - SURDITÉ - DATA LOGGING - DURÉE D'UTILISATION QUOTIDIENNE

PATIENTS ET MÉTHODE : La durée de port journalier de l'IC de 166 enfants (217 oreilles) implantés d'un système de data-logging depuis au moins 12 mois a été comparée aux facteurs suivants : le sexe, l'âge, l'étiologie, le degré de la surdité, le type de surdité évolutive ou syndromique, la présence d'une malformation d'oreille interne ou d'une anomalie du nerf auditif, la langue maternelle, l'âge à l'implantation, le recul par rapport à l'implantation, le type de réhabilitation auditive.

Nous avons comparé le temps de port quotidien moyen d'aides auditives conventionnelles chez des enfants présentant une surdité de perception bilatérale moyenne avec les patients IC, par tranche d'âge (G1 : 0-10 ans, G2 : 11-18 ans).

RÉSULTATS : Le temps d'utilisation quotidien moyen des IC était de 10.4 ± 2.8 heures. Il existe une association statistiquement significative entre l'âge au moment du dernier réglage et la durée de port de l'IC ($p < 0,0001$, facteur de corrélation 0,128) ainsi qu'entre le recul par rapport à l'implantation et la durée de port ($p < 0,0001$, facteur de corrélation 0,8). La moyenne des temps de port quotidiens était plus importante chez les implantés cochléaires pour l'ensemble de la série et pour chaque tranche d'âge (entre 1 et 2 heures en moyenne). La différence était statistiquement significative pour les groupes G1 (11,3 heures contre 9,5 heures, $p = 0,0005$), mais pas pour les groupes G2, ni pour l'ensemble des populations toutes tranches d'âges confondues.

CONCLUSION : La majorité des enfants utilisait leur(s) IC(s) de manière régulière et le temps d'utilisation journalier augmentait avec l'âge et le recul à l'IC.

INTRODUCTION

Le temps de port journalier d'un implant cochléaire (IC) est à la fois un facteur essentiel de succès de la procédure, lorsque le port de l'implant est régulier et suffisamment prolongé, mais également un témoin d'échec ou de résultat décevant lorsque que l'utilisation de l'implant est irrégulière et insuffisamment prolongée^[1,2]. Le temps de port quotidien est d'ailleurs volontiers proposé pour identifier plusieurs populations d'implantés cochléaires : utilisateurs réguliers, utilisateurs partiels et non utilisateurs^[3].

Chez les enfants porteurs d'implant cochléaire, le temps de port quotidien moyen a fait l'objet de plusieurs études se basant sur des rapports subjectifs, basés sur l'interrogatoire des parents, ou objectifs, par extraction des données embarquées. Peu d'études ont utilisé des données objectives pour mesurer le temps de port quotidien de l'IC chez l'enfant, rapportant des durées moyennes variant de 9 à 13h selon l'âge^[4, 5]. Le recensement du temps d'utilisation quotidien avec une méthode subjective entraînerait une surestimation du temps de port de 1 à plus de 3 heures^[6-11]. Le data logging semble représenter l'outil le plus fiable pour évaluer le temps d'utilisation de l'appareil^[6].

L'objectif principal de cette étude observationnelle monocentrique est de décrire le temps de port de l'IC au sein d'une cohorte d'enfants implantés, et secondairement d'établir les facteurs de risques de port insuffisant de l'IC, puis de comparer le temps de port de cette population au port d'un appareillage auditif conventionnel dans un groupe d'enfants atteints de surdité bilatérale moyenne.

MATERIEL ET METHODES

Les données des patients présentant une surdité sévère à

profonde bilatérale implantés depuis au moins un an (entre 2001 et 2017), au sein du centre d'implantation cochléaire pédiatrique du service d'ORL des hôpitaux Trousseau et Necker-Enfants malades, ont été extraites à partir des dossiers patients informatisés (ORBIS®), de la base de données informatique colligeant les implantations cochléaires effectuées dans le service (POPSICUBE®) et des logiciels de réglage d'implants propres à chaque fabricant.

Pour chaque oreille implantée, nous avons relevé le temps de port journalier moyen de l'IC sur la période comprise entre les deux dernières visites au centre de réglage, ainsi que les caractéristiques du patient : le sexe, l'âge au moment de la dernière visite de réglage, les informations relatives à la surdité (étiologie de la surdité, degré de surdité selon la classification du BIAP, type de surdité évolutive ou non, syndromique ou non, présence d'une malformation d'oreille interne ou d'une anomalie du nerf auditif), la présence d'un bilinguisme ou non; les données relatives à l'implantation cochléaire (âge à l'implantation, recul par rapport à l'implantation en mois, type de réhabilitation auditive – soit IC unilatéral, soit IC bilatéral simultané ou séquentiel avec délai entre les deux procédures, soit IC avec stimulation bimodale par prothèse conventionnelle controlatérale).

Nous avons dans un deuxième temps étudié le temps de port quotidien moyen d'aides auditives conventionnelles d'une cohorte d'enfants présentant une surdité de perception bilatérale moyenne. Nous avons choisi cette cohorte car nous avons estimé que le seuil en audiométrie tonale avec prothèse était le plus proche de ce que l'on peut observer chez les implantés cochléaires. Une fiche de collecte de données a été déposée dans 5 laboratoires d'audioprothèse prenant en charge des enfants afin de colliger les données suivantes : sexe, âge lors de la dernière visite de réglage, temps de port journalier moyen et période d'enregistrement du data logging, marque et modèle de l'appareil, âge du premier appareillage et ancienneté de la réhabilitation auditive en années.

Cette cohorte « appareillage conventionnel bilatéral » a été séparée en deux groupes : enfants d'âge pré-scolaire et scolaire (jusqu'à 11 ans) G1 et le groupe d'adolescents (de 11 à 18 ans) G2. Nous avons comparé la durée de port de l'IC à partir de la cohorte et la durée de port de l'appareillage, selon les deux tranches d'âge mentionnées ci-dessus.

L'association de chacun des facteurs relevés avec la durée journalière d'utilisation de l'IC a été étudiée à l'aide du test

de Pearson pour les variables continues (âge à l'implantation, recul par rapport à l'implantation), du test de Student (surdité évolutive, présence d'une malformation d'oreille interne, surdité syndromique, bilinguisme) et de la méthode ANOVA pour les variables qualitatives (degré de surdité, mode d'implantation). Des tests de corrélation ont été menés lorsque des associations s'avéraient significatives. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,005$ [12].

RÉSULTATS

Cohorte « implant cochléaire »

La population étudiée était de 166 enfants correspondant à 217 oreilles implantées avec un sex ratio de 82/84.

En analysant chaque oreille de manière indépendante, le temps de port journalier moyen de cette cohorte était de 10,5 heures variant entre 0,9 et 18 heures (médiane = 11,1 heures ; écart-type = 2,84). La distribution des temps de port de l'IC par oreille pour l'ensemble de la cohorte est présentée dans la figure 1.

Les étiologies et les caractéristiques des surdités au sein de la cohorte, ainsi que les caractéristiques des implants cochléaires étudiés, sont décrites dans le tableau 1.

Le temps de port moyen par oreille était de 10,3 heures chez les filles (allant de 0,9 à 18h ; médiane = 10,9h ; écart-type = 2,83) et de 10,7 heures chez les garçons (allant de 1,3 à 15,2h ; médiane = 11,2h ; écart-type = 2,85). Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre ces deux populations (test de Mann-Whitney ; $p = 0,11$).

Un bilinguisme était retrouvé chez 34 enfants (20 %) avec 2 langues maternelles différentes au sein de leur foyer (dont le français comme une des deux langues chez 32 enfants). Le temps de port moyen des oreilles implantées chez les 34 enfants bilingues (soit 44 oreilles) était de 10,7 heures (extrêmes : 1,4 à 18h ; médiane = 11,2h ; écart-type = 3,19). Pour les 132 enfants ne pratiquant que le français (soit 173 oreilles) le temps de port quotidien était de 10,4 heures (extrêmes : 0,9 à 15,2h ; médiane = 11h ; écart-type = 2,75). Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre ces deux populations (test de Mann-Whitney ; $p = 0,4$) (Tableau 1).

Il existe une association statistiquement significative entre l'âge au moment du dernier réglage et la durée de port de l'IC ($p < 0,0001$, facteur de corrélation 0,128) ainsi qu'entre le recul par rapport à l'IC et la durée de port ($p < 0,0001$, facteur de corrélation 0,8). Aucune association significative n'a été mise en évidence entre les autres variables étudiées (degré de la surdité, évolutivité de la surdité, surdité syndromique, MOI, bilinguisme, âge à l'IC, mode de réhabilitation auditive) et la durée de port de l'IC sur le data logging (Tableau 2).

Sur l'ensemble de la cohorte, en dehors de 3 enfants implantés bilatéraux ayant une différence de temps d'usage de plus de 4 heures entre les deux implants (et dont le caractère rétrospectif de l'étude n'a pas permis d'identifier la cause), il n'apparaissait pas de différence notable de temps d'usage entre les deux implants, même pour des implantations séquentielles, quelque soit le délai inter-procédure.

Groupe « appareillage auditif conventionnel » et comparaison avec la cohorte « implant cochléaire »

Le groupe des patients atteints d'une surdité moyenne et réhabilités par appareillage conventionnel bilatéral était composé de 75 enfants (33 filles, 42 garçons, âge moyen : 9,1 ans variant de 1,9 à 16,6) atteints de surdité de perception bilatérale moyenne (150 oreilles). Le groupe G1 comportait de

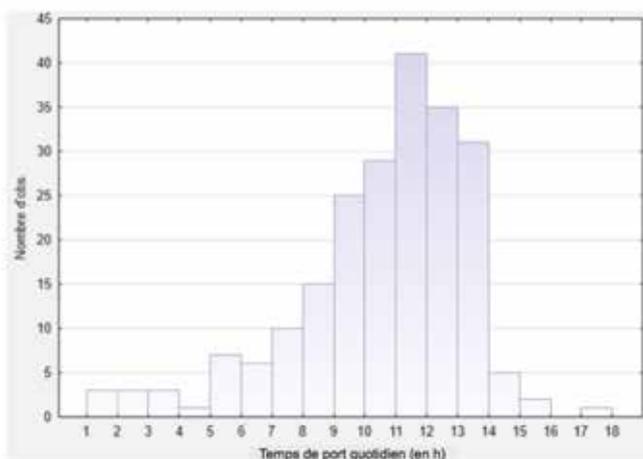


Figure 1. Histogramme de distribution du temps de port des sujets implantés cochléaires.

Etiologies et caractéristiques des surdités (166 enfants ; 217 oreilles)		
Surdité génétique : 44 (26%)	Surdité isolée : 32 (73%)	Mutation Connexine 26 : 29 (66%)
		Surdité syndromique : 12 (27%)
	Surdité syndromique : 12 (27%)	Syndrome de Pendred : 5 (11%)
		Syndrome de Waardenburg : 4 (9%)
		Syndrome de Usher : 4 (9%)
Surdité acquise : 26 (16%)		Cytopathie mitochondriale : 1 (2%)
		Otoferline : 1 (2%)
		Fœtopathie à cytomégalovirus : 16 (62%)
		Surdité post-méningite : 7 (27%)
		Fœtopathie du prématuré : 2 (8%)
Infection ourlienne : 1 (4%)		
Etiologie non identifiée (bilan génétique négatif, refusé ou en attente de résultat) : 96 (58%)		
Degré de surdité avant implantation (par oreille)		Surdité sévère : 8 (4%)
		Surdité profonde : 137 (63%)
		Surdité totale : 72 (33%)
Surdité congénitale : 155 (93%)		
Surdité évolutive : 32 (20%)		
Malformation d'oreille interne : 6 (3%)		Hypoplasie du nerf cochléaire : 6 (3%)
Retard psychomoteur associé : 7 (4%)		
Caractéristiques des implants cochléaires et des implantations		
Age d'implantation moyen : 4 ans (de 10 mois à 16,7 ans)		
Mode d'implantation	Implant unilatéral : 32 enfants	
	Implant bimodal : 53 enfants	
	Implant bilatéral : 81 enfants	Implant bilatéral séquentiel : 70 enfants – 110 oreilles
		Implant bilatéral simultané : 11 enfants
Délai moyen entre les 2 implantations (chez les 41 sujets implantés bilatéraux séquentiels avec recueil des 2 implants) : 3 ans (de 2 mois à 12 ans)		
Marque de l'implant	Cochlear : 156 (72%)	
	Advanced Bionics : 53 (24%)	
	Med-El : 8 (4%)	

Tableau 1. Caractéristiques des inclusions de la cohorte « implants cochléaires »

Variable	Test statistique	p-value	Facteur de corrélation
Âge au réglage	Spearman	<0,0001	0,128
Degré de surdité	ANOVA	0,981	*
Evolutivité de la surdité	T- Student	0,141	*
Surdité syndromique	T- Student	0,474	*
MOI	T- Student	0,086	*
Bilinguisme	T- Student	0,698	*
Âge à l'IC	Spearman	0,863	*
Recul à l'IC	Spearman	<0,0001	0,8
Type de réhabilitation	ANOVA	0,186	*

Tableau 2. Analyses statistiques des facteurs influençant la durée de port de l'IC

Légende : IC = Implant cochléaire. MOI = Malformation d'oreille interne.

57 patients (108 oreilles, âge moyen : 7,3 ans), et 21 patients (42 oreilles, âge moyen : 13,6 ans) pour le groupe G2.

Le temps de port quotidien moyen des aides auditives pour l'ensemble de la série d'oreilles était de 9,6 heures, variant de 0,5 à 18,6 heures (médiane = 10,4h ; écart-type = 4h).

Le temps de port quotidien moyen des aides auditives variait en fonction du groupe d'âge considéré (G1 et G2) avec respectivement 9,4 heures (variant de 0,5 à 14,5 heures, médiane = 10,1 heures ; écart-type = 3,8) et 10,2 heures (variant de 1,3 à 18,6 heures, médiane = 11,1 heures ; écart-type = 4,5).

Les deux cohortes d'oreilles implantées et d'oreilles appareillées présentaient des échantillons comparables entre les 2 tranches d'âges (test de Pearson, p=0,41) :

- dans G1, il y avait 164 oreilles implantées (76 %) et 108 oreilles appareillées (72 %).

- dans G2, il y avait 53 oreilles implantées (24 %) et 42 oreilles appareillées (28 %).

Les moyennes, médianes et écart-types du temps de port journalier de l'appareillage (IC ou standard) des oreilles implantées et des oreilles appareillées, pour l'ensemble de chaque série et pour chaque tranche d'âge sont présentés dans le tableau 3.

On note que la moyenne des temps de port quotidiens était plus importante chez les implantés cochléaires pour l'ensemble

de la série et pour chaque tranche d'âge (entre 1 et 2 heures en moyenne). La différence était statistiquement significative pour les groupes G1 (11,3 heures contre 9,5 heures, $p = 0,0005$), mais pas pour les groupes G2, ni pour l'ensemble des populations toutes tranches d'âges confondues (p respectivement égal à 0,11 et 0,09).

DISCUSSION

Le temps de port quotidien d'un implant cochléaire est un indicateur majeur de l'efficacité du système de réhabilitation de l'audition. Les méthodes d'évaluation subjective par interrogatoire des patients ou des parents entraîneraient une surestimation du temps d'utilisation [6-11]. L'extraction des données embarquées ou data logging permet une analyse objective, représentant ainsi un outil fiable en ce qui concerne le temps d'utilisation de l'appareil [6].

La plupart des publications est basée sur une évaluation subjective s'appuyant sur l'interrogatoire des parents [6-11]. À notre connaissance, nous n'avons pas identifié de temps de port journalier moyen dans les articles utilisant la méthode d'évaluation subjective. Marnane et al ont classé les enfants en catégories d'utilisateurs selon le pourcentage de port quotidien par rapport au temps éveillé en considérant qu'un utilisateur régulier portait son appareil auditif ou son implant cochléaire plus de 75% du temps éveillé [13].

Peu d'études rapportent les temps de port quotidien objectivés par l'extraction des données embarquées [4,5,14]. Pour Easwar et al le temps de port quotidien moyen d'une population pédiatrique de moins de 18 ans était de $9,86 \pm 3,43$ heures [4].

Les résultats de notre série sont proches de ceux de Easwar et al puisque que le temps de port moyen de l'ensemble de notre cohorte était de $10,5 \pm 2,84$ heures. Cristofari et al ont rapporté des temps de port journalier selon l'âge et ont montré que le temps d'utilisation de l'implant augmentait avec l'avancée en âge allant de 9,1 heures en moyenne chez les enfants pré-scolaires, jusqu'à 13,2 heures en moyenne chez les adolescents [5].

Nous avons mis en évidence dans notre étude que le temps d'utilisation journalier augmentait avec l'avancée en âge, de façon statistiquement significative. Le temps d'éveil et de sommeil varie en fonction de l'âge [15]. Nous avons donc choisi de diviser la population en deux catégories d'âge, regroupant les patients d'âge pré-scolaire (0-3 ans) et scolaire (3 à 10 ans) car le critère d'inclusion exigeant un recul d'un an par rapport à l'implantation, cette division de la population ne semblait pas cohérente avec l'objet de l'étude (le groupe pré-scolaire risquant d'être restreint aux enfants de 2 à 3 ans). Les enfants de moins de 11 ans portaient leur implant cochléaire en moyenne $10,2 \pm 2,71$ heures par jour et les adolescents (entre 11 et 18 ans) portaient leur implant cochléaire en moyenne $11,3 \pm 3,09$ heures par jour. Ces résultats sont proches de ceux de Cristofari et al [5].

Nous nous sommes intéressés aux patients avec faible temps de port, définis sur la figure 2 représentant le diagramme de dispersion des patients en fonction de la corrélation de l'âge avec la durée de port. Les « outliers », points situés en dehors de l'ellipse correspondaient aux patients avec un temps de port de l'IC inférieur à 5h. Nous avons donc regardé quelles étaient les caractéristiques de ces patients (Tableau 4). Les

Temps d'utilisation journalier (heure)	Implants cochléaires			Appareils auditifs conventionnels			p (T-Student)
	Moyenne	Médiane	Ecart-type	Moyenne	Médiane	Ecart-type	
G1 (0 à 11 ans)	11,3	10,9	3,9	9,5	10,1	1,9	0,0005
G2 (11 à 18 ans)	11,2	12	3,3	10,2	11,1	4,4	0,11
Echantillon total	10,4	11,1	2,8	9,8	10,4	4	0,09

Tableau 3. Tableau récapitulatif des moyennes, médianes et écart-types du temps d'utilisation journalier (en heure) des oreilles implantées et des oreilles appareillées, pour l'ensemble de chaque série et par tranche d'âge

	Etiologie de la surdité	Evolutivité de la surdité	Surdité syndromique	MOI	Degré de la surdité	Sexe	Bilinguisme	Âge au réglage (année)	Âge à l'IC (année)	Type de réhabilitation	Datalogging (heure/jour)
Patient 1	Foetopathie à CMV	0	1	agénésie du nerf auditif	PROFONDE	F	0	9	3,4	Bimodal IC+PA	0,9
Patient 2	*	0	0	0	PROFONDE	F	1	12	4,7	IC unilatéral	1,4
Patient 3	*	1	0	0	PROFONDE	F	0	19	15,5	Bimodal IC+PA	4,9
Patient 4	Connexine 26	0	0	0	PROFONDE	M	0	5	4,1	Bilatéral séquentiel IC2	4,3
Patient 5	*	0	0	0	PROFONDE	F	1	9	5,4	Bilatéral séquentiel IC2	2,7
Patient 6	Bilan génétique négatif	1	0	0	SÉVÈRE	M	0	10	6,2	Bimodal IC+PA	2,1
Patient 7	*	0	0	0	PROFONDE	F	1	8	2,0	IC unilatéral	2
Patient 8	Bilan génétique négatif	0	0	0	PROFONDE	M	0	9	6,1	Bilatéral séquentiel IC	3,9
Patient 9	Otoferline	0	0	0	PROFONDE	M	0	13	2,0	Bimodal IC+PA	1,3

Tableau 4. Analyse des caractéristiques des patients implantés avec une durée de port <5heures/jour

Légende : MOI= malformation d'oreille interne, IC= implant cochléaire



Entendre comme aucun autre avec les nouveaux BTE ReSound ONE rechargeables et connectés

- Audition organique pour un son naturel, individualisé et sans effort
- Deux niveaux de puissance P et HP (coude métal)
- Nouveau chargeur de bureau facile : jusqu'à 25h d'autonomie
- Appels mains-libres avec iPhone et iPad*
- Streaming Bluetooth Low Energy
- Design ergonomique
- IP68 coque et composants électroniques



GN Making Life Sound Better

Mars 2022. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation.* Les appels mains-libres ReSound ONE sont compatibles avec l'iPhone 11 ou version ultérieure, l'iPad Pro 12,9 pouces (5ème génération), l'iPad Pro 11 pouces (3ème génération), l'iPad Air (4ème génération) et l'iPad mini (6ème génération), avec les mises à jour logicielles iOS 15.3.1 et iPad OS 15.3.1 ou version ultérieure. La marque et les logos Bluetooth sont des marques déposées appartenant à Bluetooth SIG, Inc. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915

caractéristiques de ces 9 patients sont assez disparates. On peut remarquer que l'âge d'implantation est supérieur à deux ans pour tous, or il a été prouvé que l'implantation tardive est un facteur de mauvaise utilisation, associé entre autre au bénéfice supérieur de l'apport d'un appareillage controlatéral conventionnel [16].

Dans la littérature on ne trouve que très peu d'articles qui définissent des temps de port limites. Özdemir et al ont défini les utilisateurs limités comme les enfants portant leur implant cochléaire moins de 2 heures par jour [2]. D'autres études définissent les utilisateurs limités comme des sujets utilisant leur implant cochléaire « jamais ou quelques heures » [17], « de temps en temps » [1], ou encore « moins d'un quart du temps d'éveil » [13]. Parmi les facteurs pouvant influencer le port de l'IC, Easwar et al ont rapporté que le nombre de déconnexion des antennes des IC et leur durée, relevé par certains logiciels de datalogging, avaient un impact sur la durée de port quotidien [4], or les déconnexions sont fréquentes chez les enfants en bas âge et pourraient induire une diminution du data logging. Ces phénomènes n'étaient pas couramment recensés et n'ont pas pu être inclus dans nos données.

Il n'y a donc pas de données normées pour définir de façon consensuelle les profils de temps d'utilisation des implants cochléaires (utilisateur régulier, utilisateur partiel ou limité, non utilisateur). Cette absence de définition est une limitation majeure à l'analyse des travaux scientifiques, puisque les publications consacrées à ce sujet sont hétérogènes [3].

De nombreux facteurs peuvent influencer le temps d'utilisation de l'implant. On peut citer de façon l'âge d'implantation plus précoce [1,16], l'expérience de l'implant cochléaire plus grande [1,18,19], l'absence de handicap associé [2,13], le niveau d'éducation parentale [13], le degré d'implication des parents [17,20], la scolarisation régulière [1] ou le mode de communication oraliste [1,18]. Dans notre étude, les seuls facteurs que nous avons pu identifier comme influençant le temps de port, chez des patients sans complication était l'âge (au moment du réglage) – comme Cristofari et al [5] – et le recul par rapport à l'IC. Cependant, le coefficient de corrélation était assez faible, indiquant que d'autre

Dans une étude portant sur les facteurs d'utilisation régulière de l'IC dans la population pédiatrique, Fitzgerald et al définissait l'utilisation régulière comme « le port permanent pendant l'éveil » ; elle n'était donc pas étudiée comme une variable continue. Les auteurs concluaient que les résultats perceptifs, la qualité de l'entourage familial, leur mode de prise en charge scolaire et orthophonique, leur mode de communication (oral, langue des signes françaises ou LSF, codage ou mixte) influençaient significativement le port de l'IC [21].

L'ajout de telles variables dans une étude avec un modèle statistique comme le nôtre permettrait de différencier la cause de la conséquence dans le problème du port insuffisant de l'implant et de déterminer si c'est le port insuffisant de l'implant qui est responsable d'un mauvais résultat perceptif, ou s'il s'agit du faible bénéfice de l'implant qui limite l'appétence de l'enfant à porter son implant. Cela permettrait également de déterminer une durée de port limite, au-delà de laquelle les enfants ne tireraient plus de bénéfice de leur implant. L'identification des utilisateurs limités pourrait être un signal d'alerte pour les équipes des centres d'implantation afin d'offrir un accompagnement et une prise en charge plus poussés à ces enfants à risque de résultats médiocres post-implantation.

Notre étude a également comparé les données des patients implantés cochléaires à un groupe d'enfants réhabilités par un appareillage auditif conventionnel bilatéral pour surdité de perception bilatérale moyenne. Dans la littérature, plusieurs articles ont rapporté les temps de port journalier moyens de prothèses auditives conventionnelles : 8,6 heures sur une cohorte composée d'adultes et d'enfants pour Gaffney [6], 10,5 heures chez des adultes pour Laplante-Lévesque et al [8], 6 heures chez 13 enfants, âgés de 7 à 10 ans, appareillés pour une surdité légère à moyenne pour Gustafson et al [11], 8,4 heures, chez 290 enfants âgés de 6 mois à 9 ans, appareillés pour surdité légère à sévère pour Walker et al [10]. L'objectif de cette comparaison était de déterminer si, en l'absence d'une approche normative clairement établie concernant la durée de port de l'IC patients implantés, il était possible de se rapporter aux données de la littérature relatives à l'appareillage conventionnel. Cependant le temps de port journalier moyen de l'ensemble du groupe contrôle (appareillage conventionnel) était de $9,8 \pm 4$ heures par jour. L'analyse statistique de la population globale et de la catégorie 11-18 ans n'a pas mis en évidence de différence significative de temps de port quotidien entre le groupe implanté cochléaire et le groupe des enfants appareillés de façon conventionnelle. Cependant, chez les enfants d'âge scolaire et pré-scolaire (0-10 ans), la différence était significative. En effet, comme l'ont montré d'autres équipes, le temps de port augmente avec l'importance de la perte auditive [10,11,13].

Ce résultat renforce l'idée de la nécessité d'établir une approche normative du

port de l'IC en fonction des tranches d'âge qui permettrait de déterminer une limite en deçà de laquelle la durée du port ne permettrait pas de retirer un bénéfice suffisant.

CONCLUSION

Dans notre cohorte pédiatrique, le temps de port journalier moyen de l'implant est 10,5 h/jour et varie de 0,8 à 18h/jour. Les facteurs ayant un rôle significatif sur le temps de port de l'IC sont l'âge et le recul par rapport à l'implant. En comparant le temps de port moyen de l'appareillage dans cette cohorte avec celui d'une population appareillée de manière conventionnelle pour une surdité moyenne bilatérale, on remarque que le temps de port est identique entre les deux populations, sauf pour la tranche d'âge 0-10 ans où il est plus élevé chez les patients implantés. La durée augmente en fonction de l'âge dans les deux populations.

Ces données, en plus de renforcer l'idée que l'implantation cochléaire doit être réalisée le plus précocement possible, permet d'établir l'analyse des données embarquées dans les systèmes de data logging comme le moyen privilégié pour les équipes soignantes des centres d'implantation cochléaire de dépister précocement les enfants utilisateurs limités afin de mettre en place les mesures de correction pour éviter que ce temps de port insuffisant ne conduise à des difficultés, des résultats médiocres, voire à un abandon de l'implant. Ces premiers résultats permettront dans un deuxième temps d'établir un temps d'utilisation normé des aides auditives, qu'il s'agisse d'audioprothèses conventionnelles ou d'implants cochléaires, afin que les professionnels de l'audition (audioprothésistes, orthophonistes, médecins ORL) puissent améliorer leurs prises en charge, partager leurs expériences respectives grâce à des normes communes et de proposer des algorithmes de prise en charge et de réglage pour améliorer le service rendu.

« LES FACTEURS AYANT UN RÔLE SIGNIFICATIF SUR LE TEMPS DE PORT DE L'IC sont l'âge et le recul par rapport à l'implant. »

CONFLIT D'INTÉRÊT

Absence de conflit d'intérêt en rapport avec cette étude pour l'ensemble des auteurs.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier Monsieur François-Xavier Bétolaud, Monsieur Vincent Jung et Monsieur Alain Vinet d'avoir partagé leur base de données patient.

BIBLIOGRAPHIE

1. Archbold SM, Nikolopoulos TP, Lloyd-Richmond H. Long-term use of cochlear implant systems in paediatric recipients and factors contributing to non-use. *Cochlear Implants Int* 2009; 10: 25-40
2. Özdemir S, Tuncer Ü, Tarkan Ö, Kiroğlu M, Çetik F, Akar F. Factors contributing to limited or non-use in the cochlear implant systems in children: 11 years experience. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2013; 77: 407-9
3. Sharma RK, Chen SY, Grisel J, Golub JS. Assessing cochlear implant performance in older adults using a single, universal outcome measure created with imputation in HERMES. *Otol Neurotol* 2018; 39: 987-94
4. Easwar V, Sanfilippo J, Papsin B, Gordon K. (2016) Factors affecting daily cochlear implant use in children : datalogging evidence. *J Am Acad Audiol* 2016; 27: 824-38
5. Cristofari E, Cuda D, Martini A, Forli F, Zanetti D, Di Lisi D, Marsella P, Marchioni D, Vincenti V, Aimoni C, Paludetti G, Barezzani MG, Leone CA, Quaranta N, Bianchedi M, Presutti L, Volpe AD, Redaelli de Zinis LO, Cantore I, Frau GN, Orzan E, Galletti F, Vitale S, Raso F, Negri M, Trabalzini F, Livi W, Piccioni LO, Ricci G, Malerba P. A multicenter clinical evaluation of data logging in cochlear implant recipients using automated scene classification technologies. *Audiol Neurootol* 2017; 22: 226-35
6. Gaffney P. Report hearing aid use versus datalogging in VA (Veterans Affairs) population. *The hearing review* 2008; 15: 42
7. Walker EA, Spratford M, Moeller MP, Oleson JJ, Ou H, Roush P, Jacobs S. Predictors of hearing aid use time in children with mild-to-severe hearing loss. *Lang Speech Hear Serv Sch* 2013; 44: 73-88
8. Laplante-Lévesque A, Nielsen C, Jensen LD, Naylor G. Patterns of hearing aid usage predict hearing aid use amount (data logged and self-reported) and overreport. *J Am Acad Audiol* 2014; 25: 187-98
9. Munoz K, Preston E, Hicken S. Pediatric hearing aid use: how can audiologists support parents to increase consistency. *J Am Acad Audiol* 2014; 25: 380-7
10. Walker EA, McCreery RW, Spratford M, Oleson JJ, Van Buren J, Bentler R, Roush P, Moeller MP. Trends and Predictors of longitudinal hearing aid use for children who are hard of hearing. *Ear Hear* 2015; 36: 38-47
11. Gustafson SJ, Ricketts TA, Tharpe AM. Hearing technology use and management in school-age children : reports from data logs, parents, and teachers. *J Am Acad Audiol* 2017; 28: 883-92
12. Laccourreye O, Lisan O, Bonfils P, Garrel R, Jankowski R, Karkas, A, Leboulanger N, Makeieff M, Roghini C, Vincent C, Martin C. Use of P-values and the terms «significant», «non-significant» and «suggestive» in Abstracts in the European Annals of Otorhinolaryngology, Head & Neck Diseases. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 2019; 136(6): 469-473
13. Marnane V, Ching TYC. Hearing aid and cochlear implant use in children with hearing loss at three years of age: predictors of use and predictors of changes in use. *Int J Audiol* 2015 ; 54: 544-51

14. Booyens S, le Roux T, Masenge A, Swanepoel W. Predictors of hearing technology use in children. *Int J Audiol* 2021; 13: 1-8
15. Iglowstein I, Jenni OG, Molinari L, Largo RH. Sleep duration from infancy to adolescence : reference values and generational trends. *Pediatrics* 2003; 111: 302-7
16. Markey AL, Nichani J, Lockley M, Melling C, Ramsden RT, Green KM, Bruce IA. Cochlear implantation in adolescents: Factors influencing compliance. *Cochlear Implants Int*. 2015; 16(4): 186-94
17. Anmyr L, Larsson K, Olsson M. Parents' stress and coping related to children's use of a cochlear implant: a qualitative study. *J Soc Work Disabil Rehabil* 2016; 15: 150-67
18. Quittner AL, Steck JT. (1991) Predictors of cochlear implant use in children. *Am J Otol* 1991; 12(Suppl): 89-94
19. Sparreboom M, Leeuw AR, Snik AFM, Mylanus EAM. Sequential bilateral cochlear implantation in children: parents' perspective and device use. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012; 76: 339-44
20. Moeller MP, Hoover B, Peterson B, Stelmachowicz P. Consistency of hearing aid use in Infants with early-identified hearing loss. *AM J Audiol* 2009; 18: 14-23
21. Fitzgerald MB, Green JE, Fang Y, Waltzman SB. Factors influencing consistent device use in pediatric recipients of bilateral cochlear implants. *Cochlear Implants Int* 2013 Nov; 14(5): 257-65.



Cabinet BAILLY
à votre écoute depuis plus de 110 ans

ASSURANCES AIDES AUDITIVES
PERTE • VOL • CASSE TOUS DOMMAGES

Des garanties complètes
basées sur le prix de vente de l'appareil
Souscription d'une durée au choix pour **1 an ou 4 ans**

GESTION SIMPLIFIÉE
Le cabinet BAILLY s'occupe de tout
Audioprothésistes, nous vous déchargeons de toute gestion de la souscription au règlement des sinistres.

À partir de
35€/an
99€ pour 4 ans

POUR TOUS
Le cabinet BAILLY est à l'écoute des enfants et des adultes

CONTACTEZ NOUS 

 5 rue Saint-Didier
52600 HORTES

 03 25 87 57 22

 contact@ab2a.fr

 ab2a.baillly



WIDEX MOMENT™

LE SON QUI CHANGE TOUT

BTE RD RECHARGEABLE MOMENT™ maintenant disponible**

Nouveau contour rechargeable équipé de la technologie TRUACOUSTICS™ et PURESOUND™ pour une naturalité remarquable et un confort exclusif

Streaming direct compatible IOS (MFI) & Android (ASHA)
Bluetooth 2.4 GHz

Rechargeable Lithium-ion par induction
Jusqu'à 37h d'autonomie ou 24h pour 8h de streaming

Intégration du micro-système MEMS
Stabilité accrue dans toutes sortes d'environnements

Connectivité exclusive WIDEX TRI-LINK
Compatible Widex Link pour tous les DEX, Bluetooth® et bobine T

Nouveaux Tubes fins EasyWear
Toujours plus de discrétion



PROFITEZ DE NOTRE OFFRE SPÉCIALE DE LANCEMENT !
Pour en savoir plus, contactez votre Technico-commercial Widex

← *FLASHER le QR code pour découvrir votre interlocuteur commercial*

Pour passer commande, rendez-vous sur : www.widexpro.fr

WIDEX

SOUND LIKE NO OTHER*

*Un son comme aucun autre. ** Attention, stock limité.
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. Août 2021. RCS Evry 967201146. FR 61967201146

RENDRE LA NOTION DE 'DÉCIBEL (dB) AUSSI ACCESSIBLE QUE LA NOTION DE DEGRÉ CELSIUS (°C) CONSTRUIRE LA PAIX DANS L'ESPRIT DES HOMMES & DES FEMMES



Auteur

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

Chaque audioprothésiste est un ambassadeur du Son dans la ville où il exerce.

Cette présentation d'Education pour la Santé donnée à l'UNESCO dans le cadre de la semaine du son est une action que chaque audioprothésiste pourra conduire dans sa ville soutenue par les associations 'La semaine du son - UNESCO', l'association des Maires de France et le Collège National d'Audioprothèse.

Les objectifs ont été exposés lors de la soirée Santé Auditivité organisée en janvier 2021 au ministère de la Santé consultable à l'adresse (<https://www.lasemaineduson.org/replays-la-semaine-du-son-de-l-unesco-paris>, se positionner à 30:33 jusqu'à 53:00).

La réalisation de cette action a été présentée en janvier 2022 à l'UNESCO visionnable à l'adresse :

<http://webcast.unesco.org/events/2022-01-week-sound/#>, Sélectionner Me19jan22, se positionner à 1:26:51 (jusqu'à 1:51).

Le diaporama de cette présentation est en libre accès sur le site du Collège National d'Audioprothèse et est téléchargeable sur le site de la Semaine du Son.

L'objectif de ce document est d'être un simple mode d'emploi pour aider tout audioprothésiste à mener un débat public.



DIAPOSITIVE N°1 : SE PRÉSENTER

Je suis MME, M, audioprothésiste à 'Ville',

Je suis heureux de contribuer à une action d'éducation pour la santé soutenue par Le Collège National d'audioprothèse, afin de 'rendre la notion de dB aussi facile d'utilisation que celle du °C. Et de constater que cela mobilise un large public passionné par le sujet.

Je remercie :

L'association des Maires de France d'avoir mis à disposition cette salle de réunion publique.

L'association 'La semaine du son de l'UNESCO' présidée par M Christian Hugonnet qui permet la promotion des bonnes pratiques sonores.

L'UNESCO d'avoir adopté la charte sonore de la semaine du son, et qui contribue ainsi à remplir la mission principale de l'UNESCO :

Construire la Paix dans l'esprit des hommes & des femmes

DIAPOSITIVE N°2 : PRENDRE CONSCIENCE DU SONORE CONTRIBUE À CONSTRUIRE LA PAIX

La maîtrise de cette connaissance permet aux riches (et aux sachants) d'accéder au silence, aux pauvres (et aux ignorants) de subir le bruit.

La conférence organisée aux Collège des bernardins en 2020 'Le silence pour les riches, Le bruit pour les pauvres' en est une illustration. Le bruit s'avère source d'abrutissement, facteur de stress et de diminution de l'espérance de vie.



Prendre conscience du sonore et s'appropriier sa mesure permet de s'adapter, de ne plus subir, voir d'anticiper l'organisation d'activités humaines incompatibles qui risquent de devenir autant de sources de conflits potentiels.

DIAPOSITIVE 3 : FAIRE PRENDRE CONSCIENCE À LA SALLE QU'ELLE SAIT UTILISER UNE NOTION COMPLEXE TELLE QUE LE DEGRÉ CELSIUS



Au travers d'un sondage à main levée, à la question, ' Qui connaît la définition exacte du degré celsius', personne n'osera lever la main pour la donner.

Pourtant c'est une mesure que nous utilisons couramment pour nous adapter à notre environnement avec une capacité à associer la sensation avec un nombre. Quand il fait 13°C, je sais comment m'habiller.

Imaginez un affichage en dB. L'hôtel affiche un niveau sonore de 60 dB la nuit. Y allez-vous dormir ?

DIAPOSITIVE 4 : FAIRE PRENDRE CONSCIENCE DU MANQUE DE RESENTI FACE À UN AFFICHAGE OBLIGATOIRE EN DÉCIBEL



Faire voter la salle à main levée sur le niveau sonore d'un lave linge. Qui considère que 40 dB (A) est silencieux ? bruyant ? La salle sera très partagée.

Conclure sur le besoin de faire correspondre une valeur en dB à une sensation.

DIAPOSITIVE 5 : VIVRE UNE SENSATION DE SILENCE ET PRENDRE CONSCIENCE DE CE QU'EST LE SILENCE AU TRAVERS DU PREMIER MOUVEMENT DE L'ŒUVRE DE JOHN CAGE



Après l'écoute de cette expérience de silence, poser la question : Qu'est ce que le silence ?

Sonder la salle. Qui pense que c'est 0 dB ? Au moins une personne dans l'assistance lèvera la main.

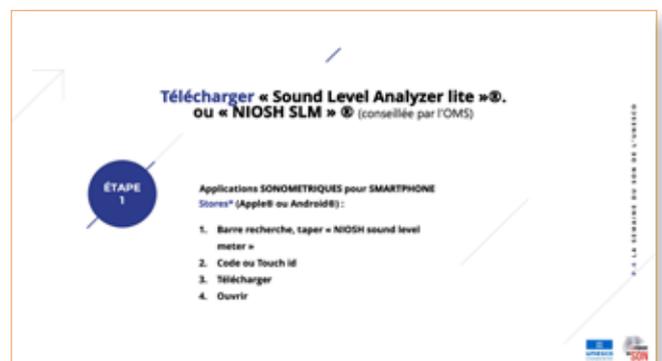
Arriver au constat qu'il faut un appareil de mesure et qu'il est très facile de s'en procurer un. Seul moyen : avoir un sonomètre. Organiser un sondage à main levée dans la salle.

Qui a un smartphone ? réponse attendue : tout le monde.

Qui a une application météo ? réponse attendue : tout le monde.

Qui a une application sonométrique ? réponse attendue : personne.

DIAPOSITIVE 6 : FAIRE TÉLÉCHARGER L'APPLICATION SONOMÉTRIQUE NIOSH RECOMMANDÉE PAR L'OMS



DIAPOSITIVE 7 : INSCRIRE L'AUDIOPROTHÉSISTE COMME RÉFÉRENT SON DE LA VILLE, EN PERMETTANT UNE POTENTIELLE VÉRIFICATION DE LA CALIBRATION



DIAPOSITIVE 8 : PROPOSER UNE MESURE DU SILENCE QUAND TOUT LE MONDE SE TAIT

Mesure attendue du silence : 40 dB (A)... Loin de 0.
 Montrer la difficulté de descendre en dessous de 40 dB(A).
 Le silence est d'or et il faut dépenser beaucoup pour atteindre des valeurs de 30 dB.



DIAPOSITIVE 9 : SI FAIRE SILENCE, C'EST SE TAIRE...



DIAPOSITIVE 10 : LA VOIX HUMAINE VIENT ROMPRE LE SILENCE

Pour prendre conscience de soi et du niveau de sa voix, il est possible de faire participer la salle en invitant par exemple ces dames à proposer à leur voisin à un niveau de voix chuchotée (leur sonomètre doit leur indiquer 40 dB(A)) : J'aimerais vous inviter à boire un verre de cachaça à l'issue de cette superbe soirée.
 Puis d'inviter ces messieurs à dire à voix faible à leur voisin (leur sonomètre doit leur indiquer 50 dB(A)) : Je trouve que ce que vous faites est formidable.



Ils pourront dire des choses banales à un niveau de voix moyen à leur sonomètre (qui affichera 65 dB(A)) et ils s'exerceront chez eux pour la voix forte (80 dB(A)).

DIAPOSITIVE 11 : L'OBJECTIF EST DE MONTRER QUE DOUBLER LE NOMBRE DE PERSONNES QUI PARLE EST UNE AUGMENTATION DE 3 DB DU NIVEAU SONORE



Une astuce est de faire chanter la salle par moitié puis tous ensemble et de montrer que l'augmentation du niveau sonore est alors de 3 dB.

Ray Charles est connu de tous, notamment la chanson 'what 'd I say'. Faire dire 'Hey' à un groupe, 'hey' à un autre groupe, puis dire 'hey' à l'ensemble et mesurer.

On conclura que de la voix moyenne d'un individu, il est facile de passer à un niveau équivalent de voix forte quand 32 personnes parlent à voix moyenne.

DIAPOSITIVE 12 : PRENDRE CONSCIENCE DE LA QUALITÉ DE SON ENVIRONNEMENT SONORE



DIAPOSITIVE 13 : NOTION DE PAYSAGE SONORE, EFFET DE MASQUE



Imaginez vous en vacances. Vous êtes enfin libre. Vous êtes gagné par un sentiment de bien être.

En joie, vous vous installez dans votre canapé, devant un paysage agréable.

Le Boléro de Ravel vous semble être adapté à votre humeur du moment.

L'atmosphère est suffisamment silencieuse pour percevoir le début du mouvement.

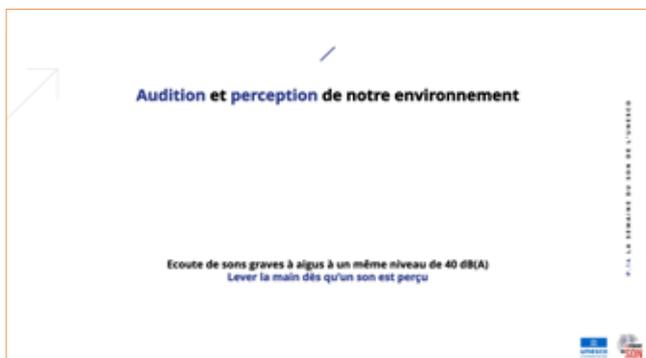
Vous aimeriez profiter du milieu extérieur. Vous découvrez le niveau sonore des cigales, qui par plus de 24°C couvrent et masquent les premières mesures du boléro. Enfin le trafic routier vient couvrir l'ensemble.

Faire prendre conscience de l'enfer que peut être les autres et l'activité humaine quand les paysages sonores n'ont pas été pensés en amont.

Supprimer d'un coup de baguette magique le trafic routier, puis les cigales pour revenir au boléro.

Et conclure que pour organiser un concert dans le midi, il faut attendre qu'il fasse moins de 24°C.

DIAPOSITIVE 14 : FAIRE PRENDRE CONSCIENCE QUE NOUS SOMMES TOUS DIFFÉRENTS, QUE NOUS N'AVONS PAS LA MÊME PERCEPTION DE NOTRE ENVIRONNEMENT SONORE ET DONC NOUS N'AVONS PAS LA MÊME REPRÉSENTATION.



Faire écouter des sons de 40 dB(A) des graves aux aigus. Selon l'âge du public, le nombre de mains encore levées à la fin de l'exercice quand un son est perçu sera très différent. Exercice qui est un bon moyen de prendre conscience de sa santé auditive par rapport aux autres.

Notre perception de l'environnement dépend de notre système auditif, qui diffère d'un individu à l'autre.

DIAPOSITIVE 15 : CONCLURE

J'espère vous avoir convaincu que la maîtrise de la mesure du nombre de décibels contribue à développer la paix dans l'esprit des hommes et des femmes. Effectivement, la mesure des décibels s'avère être un enjeu de Santé Publique, car la maîtrise du son contribue à :

- Améliorer la qualité de vie des habitants.
- Diminuer une source de stress.
- Favoriser la qualité de sommeil.
- Augmenter l'espérance de vie.

Les mesures en dB(A) contribuent aux enjeux de développement durable, elles aident les municipalités engagées dans des projets urbains qui repensent le sonore.

Ainsi, La SEMAINE DU SON est associée à l'aménagement urbain acoustique de la place de la gare de Courbevoie.



APPAREILLAGE D'UNE PETITE FILLE DE 6 ANS APPAREILLÉE POUR UN TROUBLE DU TRAITEMENT AUDITIF



Auteur

David COLIN

Audioprothésiste D.E
Docteur en Neurosciences (PhD)
Directeur du département d'audioprothèse -
Université Lyon I
Vice-Président du CNA
david.colin@univ-lyon1.fr

Les troubles du traitement auditif (TTA) sont dus à un dysfonctionnement du système nerveux auditif central qui altère la capacité des voies auditives à traiter correctement les informations sonores, alors que l'audition périphérique est normale. Il existe 3 types de troubles du traitement auditif. Le TTA de développement qui apparaît dès l'enfance, malgré une audition périphérique normale. Le TTA secondaire apparaît en présence ou à la suite d'une déficience auditive périphérique transitoire ou permanente, enfin, le TTA acquis dû au vieillissement ou à un événement traumatique comme une lésion cérébrale.

Dans notre cas, il s'agit d'une petite fille âgée de 6 ans. Le médecin ORL souhaite effectuer un essai d'appareillage auditif pour un trouble du traitement auditif.

ANAMNÈSE

Cette petite fille est née prématurée à 36 semaines. Ce qui est un facteur de risque pour le TTA (Amin et al. 2015). Elle est suivie par un pneumologue pour de l'asthme et des allergies. Depuis sa naissance, elle est régulièrement malade de septembre à mai : angines, otites, nez bouché ou qui coule. La privation auditive engendrée par des otites séreuses à répétition est également un facteur de risque pour le TTA comme l'indique l'ASHA.

Cette petite fille a un traitement de fond pour l'asthme depuis un an. Avec ce traitement, cela « va mieux, juste 2 gripes cet hiver » d'après la maman. Elle est suivie par un pneumologue. A l'examen ORL, les tympans sont normaux, il n'y a pas d'hypertrophie des amygdales et la contraction du sphincter vélopharyngé est efficace. Il n'y a pas de nasonnement de répétition.

Du point de vue auditif, cette petite fille fait beaucoup répéter sa maman, elle est souvent « dans la lune ». Elle a du mal à écouter la maîtresse en classe, elle dit être gênée par le bruit de ses camarades. D'autre part, cette petite fille se bouche les oreilles lorsqu'il y a des motos qui passent.

Elle a effectué un bilan orthophonique qui confirme le trouble du traitement auditif. Ce bilan indique qu'il existe des difficultés de discrimination phonologique. Elle confond par exemple les /p/ et les /b/. Il existe également des difficultés de mémoire de travail, de mémoire à court terme auditivo-verbale et de métaphonologie. Ce qui se traduit par des difficultés dans les compétences qui lui permettent de se représenter mentalement la chaîne parlée comme une séquence d'éléments distincts (morphèmes, syllabes, phonèmes).

BILAN AUDITIF

L'audiométrie tonale liminaire est normale (figures 1).

Les seuils d'inconforts sont légèrement bas. L'audiométrie vocale dans le silence avec les listes de Boersma est également normale et ne permet pas de retrouver les confusions phonétiques observées par les tests d'orthophonie.

En revanche, un décalage de 6 dB par rapport à la norme est observé à la vocale dans le bruit avec le test Frasimat.

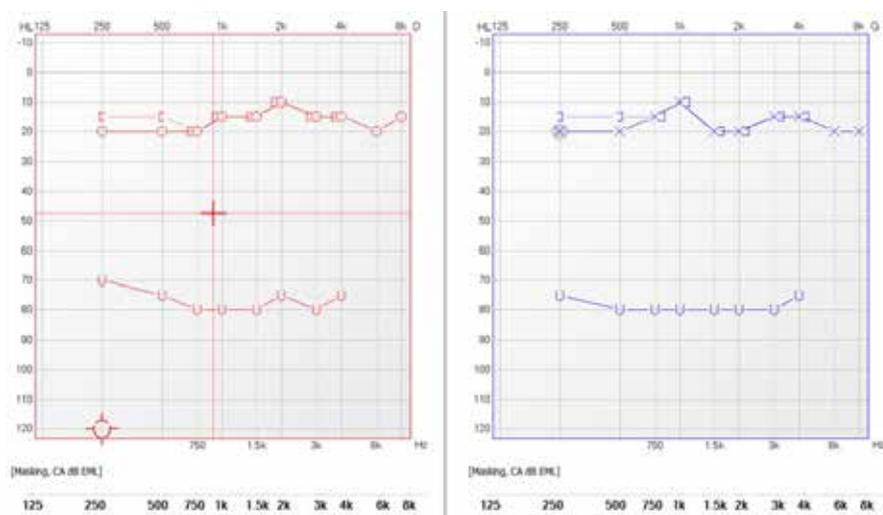


Figure 1 : Audiométrie tonale normale, les seuils subjectifs d'inconfort sont légèrement abaissés

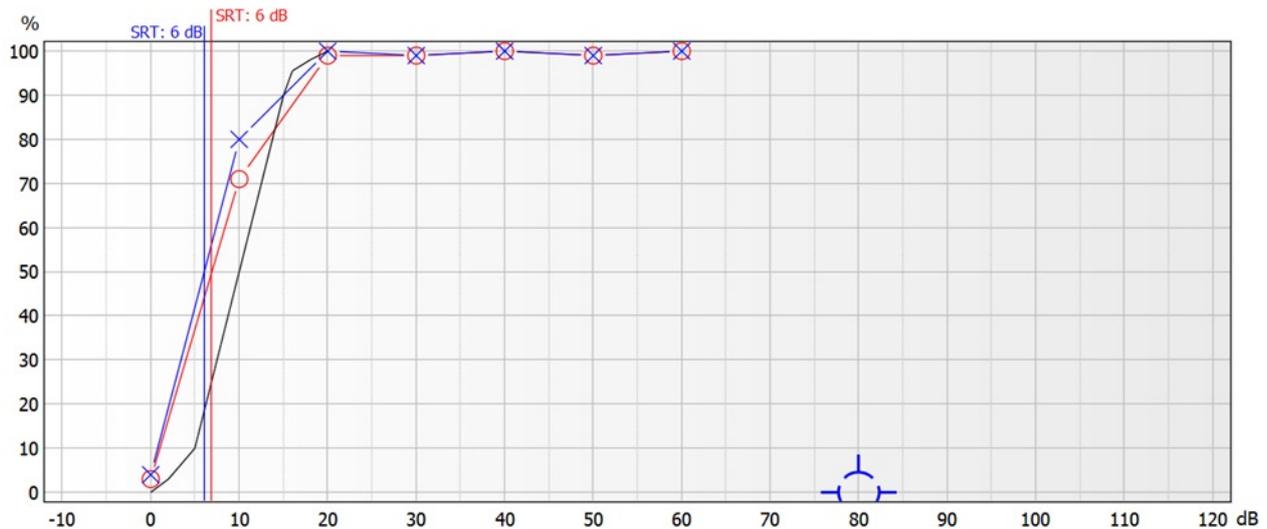


Figure 2 : Audiométrie Vocale dans le silence normale avec les listes de Boorsma

BUT DE L'APPAREILLAGE

L'objectif de l'appareillage est d'apporter une aide à cette petite fille en particulier en milieu bruyant. Il faut mettre en place une légère amplification pour mieux entendre la maîtresse, améliorer le rapport signal sur bruit pour faciliter la compréhension tout en la protégeant des sons forts qu'elle craint.

ADAPTATION ET SUIVI D'APPAREILLAGE

L'adaptation s'effectue avec des mini-contours d'oreille et des embouts fond de conque en silicone avec un évent de 0.5mm, afin d'atténuer le bruit qui pourrait entrer directement avec un appareillage ouvert.

La mesure in vivo permet de contrôler l'effet d'occlusion et d'appliquer un gain d'insertion légèrement positif. Ce gain est d'environ 3 à 10 dB suivant les fréquences. Les fréquences conversationnelles sont amplifiées davantage. Les fréquences inférieures à 500 Hz ne sont pas amplifiées pour favoriser la clarté de la parole et diminuer le bruit.

La mesure des seuils d'inconforts oreilles séparées en champ libre permettent d'ajuster la compression et les MPO sur les niveaux forts afin de ramener la dynamique auditive en champ libre au niveau de celle d'un normo-entendant. Les réducteurs de bruit sont réglés afin de s'activer pour des niveaux de bruits plus faibles que la normale.

PREMIÈRES SEMAINES D'APPAREILLAGE

L'adaptation a été relativement aisée à part quelques retouches d'embouts. La première semaine s'est très bien passée. Pour la maman, « c'est magique ». Sans les appareils, sa fille était gênée par les bruits de motos ou du métro, elle mettait les mains sur ses oreilles. Avec les appareils, cela va beaucoup mieux. Elle ne se plaint plus et ne se bouche plus les oreilles. La maman est très contente, la petite fille ne fait presque plus répéter et participe beaucoup plus en classe. Elle crie beaucoup moins mais parfois elle recommence.

Deux jours avant le rendez-vous de la deuxième semaine, cela va un peu moins bien. La fillette recommence à faire répéter. Les embouts commencent à se boucher. Il y a également peut-être un peu d'acclimatation. Nous vérifions les réglages,

augmentons un peu le gain. Par chance, la jeune patiente est très précise dans ses réponses et sur ses sensations. Lorsqu'on augmente un peu certaines fréquences ou les gains des sons forts, elle nous dit ressentir une « voix de robot ». Cela nous aide à ajuster le plus finement possible l'amplification.

Au final après quelques semaines, les appareils sont bien acceptés et bien portés (13h de port par jour).

Appareiller ce type de « perte » est toujours délicat, on peut se demander si l'appareillage est réellement efficace et bénéfique pour la patiente. Cette jeune fille a été très coopérative et très précise dans ses réponses et ses remarques sur la qualité du son qu'elle perçoit. Cela a sans doute grandement contribué à obtenir un réglage fin qui lui convienne.

En règle générale pour un trouble de traitement auditif, il est conseillé de sous-corriger les fréquences inférieures à 500Hz, d'adopter un réglage le plus linéaire possible avec des temps de retour longs. L'amélioration du RSB est ainsi une priorité. Lors des mesures que nous avons effectuées au Kemar à l'université de Lyon, nous avons pu constater que le modèle d'appareil utilisé pour cette patiente pouvait améliorer le RSB jusqu'à 12 dB, les réducteurs de bruit faisaient gagner environ 5 dB et la directivité environ 7 dB (figure 3).

Lorsque l'amélioration du RSB n'est pas suffisante, il est conseillé de mettre en place un système FM avec microphone déporté pour l'écoute en classe. Notre patiente n'en a pas eu besoin, la participation en classe est bonne et l'appareillage actuel semble suffisant. Les résultats à l'audiométrie vocale dans le bruit progressent d'environ 5dB au Frasiat grâce aux appareils.

SURVEILLANCE ET ÉVOLUTION

La surveillance de l'évolution des seuils auditifs est primordiale. Pour les patients qui habitent loin du centre, je conseille souvent aux parents d'utiliser une application pour contrôler les seuils auditifs. En particulier, s'ils remarquent que leur enfant respire la bouche ouverte, ronfle ou est enrhumé. Cela peut également se faire à distance avec certains modèles d'appareils. Lors des rendez-vous, nous surveillons les seuils auditifs afin de nous assurer qu'il n'y a pas de risque dû à une otite sero-muqueuse. Une baisse d'audition temporaire est un facteur de risque du TTA et cela n'arrangerait pas les choses. Depuis sa naissance, cette

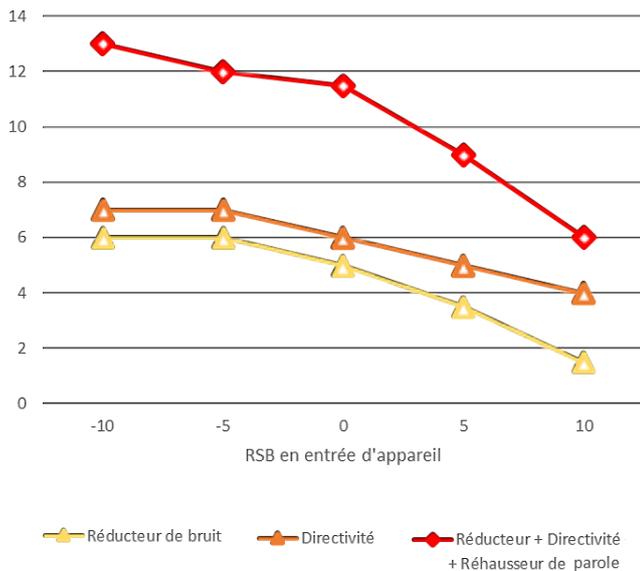


Figure 3 : Mesures au Kemar réalisées à l'université de Lyon traduisant l'amélioration du RSB en sortie d'appareils auditifs avec la méthode Hagerman et Olofsson (2004)

petite fille était très enrhumée chaque hiver. Elle était soignée pour ces problèmes sans qu'il ne soit effectué de contrôle de l'audition. Il est possible qu'une surdité de transmission « hivernale » ait été délétère à la maturation de ses voies auditives. Ceci favorisant les troubles du traitement auditifs.

Après deux ans d'utilisation des appareils, les résultats audioprothétiques sont stables. Le compte rendu ORL indique que la petite fille continue de porter ses appareils auditifs car « lorsqu'elle ne les a pas pendant quelques heures, elle se remet à faire répéter et à être dans sa bulle ». Le traitement de l'asthme a été suspendu et elle n'a pas fait de crise depuis. Elle a acquis une lecture fluide et est maintenant en CE1. L'audiogramme tonal est normal. La répétition de mots à 30 dB (90%). Elle est toujours suivie par l'orthophoniste et progresse. Pour le moment, il paraît légitime au médecin ORL de continuer à faire porter les appareils auditifs de façon à soulager l'attention et préserver les ressources cognitives pour les apprentissages. Il est probable et souhaitable qu'à l'avenir les appareils ne soient plus nécessaires en fonction de l'évolution.

BIBLIOGRAPHIE

1. [asha.org - https://www.asha.org/practice-portal/clinical-topics/central-auditory-processing-disorder/](https://www.asha.org/practice-portal/clinical-topics/central-auditory-processing-disorder/)
2. Bamiou DE, Musiek FE, Luxon LM. Aetiology and clinical presentations of auditory processing disorders-a review. Arch Dis Child. 2001; 85(5):361-365. [PubMed: 11668093]
3. Sanjiv B. Amin, Mark Orlando, Christy Monczynski, Kim Tillery (2015). Central Auditory Processing Disorder Profile in Premature and Term Infants. Am J Perinatol. 2015 March ; 32(4): 399-404. doi:10.1055/s-0034-1387928



« Pour mon installation j'ai trouvé la bonne enseigne la mienne »

Alban Pagnoux

Audioprothésiste indépendant à Brest (29)

Dyapason accompagne les audioprothésistes indépendants de l'étude de marché jusqu'à l'animation de leur enseigne :

- Une assistance active à chaque étape de votre installation
- D'excellentes conditions d'achats
- Des conseils réguliers pour une meilleure gestion
- Des outils marketing pour votre développement
- Un partage d'expérience entre les membres

Rejoignez-nous !

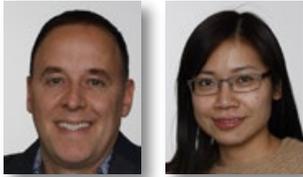
Envoyez votre demande d'adhésion sur : <https://dyapason.audio/adherer-dyapason>

> Acceptation sous réserve de conformité à la charte qualité Dyapason



AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION





Auteur

David GORDEY

Directeur, Audiologie
pédiatrique & recherche
Oticon A/S

Elaine HOÏ NING NG

Chercheur Principal Centre
de recherche en audiologie
appliquée Oticon A/S

OTICON PLAY PX : SOUTENIR LA COMMUNICATION, L'APPRENTISSAGE ET L'INCLUSION DES ENFANTS ET DES ADOLESCENTS

Les enfants et les adolescents malentendants ont besoin d'un accès complet au son et à la communication pour grandir, s'épanouir et apprendre. La philosophie BrainHearing pédiatrique d'Oticon et les stratégies innovantes de traitement du son de la technologie auditive d'Oticon Play PX fournissent un solide réseau de communication pour répondre aux besoins auditifs des enfants et des adolescents malentendants. Avec un Réseau Neuronal Profond intégré à la nouvelle plateforme Polaris et des fonctions avancées, les sons importants sont délivrés avec une clarté et une résolution exceptionnelles.

INTRODUCTION

Aujourd'hui, la plupart des enfants et des adolescents malentendants fréquentent l'école de leur quartier et participent à des activités aux côtés de leurs pairs entendants (CRIDE, 2018). Leur « Être » ou leur identité propre se construit sur la base de leurs propres expériences et de relations uniques et est soutenu par ceux qui les entourent (Kerby, 1991). Comme leurs pairs normo-entendants, les enfants et les adolescents ont le désir de se sentir connectés et de participer au monde qui les entoure. La recherche sur l'inclusion et les enfants malentendants a montré qu'elle avait des effets positifs dans les domaines de la réussite scolaire, de la compétence sociale et du bien-être (Eriks-Brophy & Whittingham, 2013). La technologie des appareils auditifs fait partie intégrante de cette connexion et de cette participation. Elle est essentielle au développement de l'inclusion et de leur « appartenance ». En outre, Gordey (2018) a constaté que l'inclusion et l'appartenance étaient importantes pour les enfants et les adolescents malentendants dans leurs environnements d'apprentissage et sociaux.

« Quand ils se sentent à l'aise, quand ils se sentent en sécurité et qu'ils savent qu'ils vont être entendus et que leurs besoins seront satisfaits, ils sont capables de prendre des risques et de profiter de la première année » Enseignant de première année (Gordey, 2018)

Une technologie d'aide auditive bien conçue doit inclure un traitement avancé du son, une connectivité, un design discret et un confort pour soutenir les enfants et les adolescents alors qu'ils embrassent le « Devenir » et explorent leurs aspirations pour l'avenir. La capacité d'interagir avec leurs pairs entendants, d'avoir un accès complet à la communication et de se sentir en confiance pour participer à leurs environnements d'écoute importants est cruciale (Gordey, 2020).

« Je ne serais pas la personne que je suis aujourd'hui sans mes aides auditives » Janna, élève de onzième année (Gordey, 2020).

NOUVELLES AVANCÉES EN MATIÈRE DE TECHNOLOGIE AUDITIVE POUR LES ENFANTS ET LES ADOLESCENTS

L'apprentissage indirect, l'inclusion, l'engagement et la participation nécessitent une technologie auditive avec un accès complet à la communication. De plus, les enfants et les adolescents vivent dans un monde dynamique, complexe et rempli de scènes sonores imprévisibles (Crukley et al., 2011). Notre philosophie pédiatrique BrainHearing™ affirme que le cerveau a besoin d'accéder à un son de haute qualité pour aider à déterminer quand et sur quoi se concentrer. La technologie des aides auditives conventionnelles peut réduire l'accès à la scène sonore car elles sont limitées par un ensemble de règles de base, où le son est analysé et ajusté en fonction de ces règles dans le but d'améliorer la compréhension de la parole. Par conséquent, la scène sonore est limitée par l'application de la directivité, de la réduction du bruit et de la compression. La technologie pédiatrique BrainHearing d'Oticon garantit une scène sonore complète, précise et équilibrée permettant à la personne d'avoir un accès complet à la communication et d'avoir confiance dans ses environnements d'écoute importants.

« J'avais peur à l'école de manquer quelque chose que quelqu'un disait » James, élève de septième année (Gordey, 2020)

Les enfants et les adolescents expriment souvent leur frustration en essayant d'entendre dans des situations où la parole et le bruit se mélangent. Qu'il s'agisse d'essayer d'écouter des amis tout en marchant dans le couloir de l'école ou de suivre une conversation dans un lieu animé, les enfants et les adolescents malentendants trouvent ces environnements d'écoute très difficiles (Gordey, 2020). Oticon Play PX intègre la nouvelle et puissante plateforme Polaris. Polaris permet à l'aide auditive d'utiliser toutes nos fonctions avancées, y compris un Réseau Neuronal Profond (RNP) hautement entraîné et intégré. Le RNP reconnaît les complexités de la parole et des

autres sons de l'environnement. Parce que le RNP n'est pas lié au « système basé sur des règles » de la technologie auditive conventionnelle, il peut analyser des modèles complexes dans diverses scènes sonores avec précision, représentant les sons avec clarté et un meilleur contraste et équilibre.

« Essayer d'entendre avec mes appareils auditifs lorsque je marche dans le couloir, c'est particulièrement difficile » Eva, élève de troisième (Gordey, 2020)

Oticon Play PX propose une nouvelle fonctionnalité pour offrir une aide à la communication dans des environnements complexes. MoreSound Intelligence (MSI) utilise une combinaison de systèmes de traitement qui font ressortir la parole, gardent les autres sons accessibles et gèrent efficacement le bruit de fond. MSI peut être décrit comme un processus en trois étapes (Figure 1) :

1. Balayage et analyse de la scène sonore

MoreSound Intelligence balaie la scène sonore 500 fois par seconde, ce qui se traduit par une analyse précise de tous les sons et de la complexité de l'environnement. Puis, il applique les préférences d'écoute personnelles de l'utilisateur pour établir une cible claire afin de gérer les différentes scènes sonores.

2. Traitement de la clarté spatiale

Une fois l'environnement scanné et analysé, le traitement de la clarté spatiale organise précisément les sons autour de l'enfant. Le traitement de la clarté spatiale comprend deux technologies principales. Dans des

environnements faciles, l'oreille externe virtuelle (Virtual Outer Ear) est active, modélisant le filtrage de vrais pavillons d'oreille pour recréer des informations spatiales naturelles et précises. Dans les environnements plus complexes, l'équilibreur spatial plus puissant, prend le relais. Il s'assure que les sons significatifs restent accessibles et restent précisément équilibrés contre les bruits potentiellement dérangeants autour de l'utilisateur.

3. Traitement de la clarté neuronale

Le traitement de la clarté neuronale utilise l'entraînement à partir de 12 millions de scènes sonores issues de la vie réelle pour analyser les détails complexes de pratiquement tous les sons afin de créer un contraste entre les sons identifiés. Le

résultat est une représentation plus naturelle de tous les sons au sein d'une scène sonore claire, complète et équilibrée. Vous pouvez alors mieux profiter de chaque situation d'écoute.

MoreSound Amplifier (MSA) est une fonction supplémentaire de Play PX qui est organisée de manière unique pour placer de manière optimale le signal rééquilibré dans la plage dynamique du patient. Bien que les systèmes de compression soient un composant essentiel de la technologie actuelle des aides auditives, nous avons compris qu'il était nécessaire de les améliorer. MSA suit MSI dans notre voie de traitement du son pour garantir une entrée sonore claire, équilibrée et de haute qualité sur laquelle travailler. Les sons sont constamment traités par deux voies différentes - une voie à 4 canaux et une voie à 24 canaux. Le système identifie le type d'information présent et la résolution, ou voie, à privilégier lors de l'amplification. Le système privilégie la voie lente à 24 canaux autant que possible car elle préserve le plus de détails dans le signal vocal. Il revient au mode rapide sur 4 canaux en cas de besoin, puis revient aux 24 canaux (meilleure résolution et réponse graduelle). MSA prend le signal nettoyé et rééquilibré et le place dans la gamme dynamique du patient. Il peut rapidement choisir la précision, pour préserver les détails d'une parole stable, ou la rapidité, pour gérer les changements soudains de niveau sonore. Nous pensons que la capacité de résolution accrue de MSA aide les enfants et les adolescents à accéder à la communication et à participer ; les conversations seront mieux préservées dans leur gamme dynamique et fourniront à leur cerveau plus de détails vocaux dans leurs environnements d'écoute importants.

La dernière nouvelle fonction d'Oticon Play PX est MoreSound Optimizer (MSO). MSO est un gestionnaire de l'effet Larsen avancé qui utilise une stratégie exclusive appelée Spectro Temporal Modulation (STM) pour empêcher l'effet Larsen. MSO propose aux audioprothésistes pédiatriques d'adapter leurs appareils auditifs de manière à obtenir un gain optimal tout en gérant l'effet Larsen indésirable. Pour les enfants et les adolescents malentendants, nous pensons que cela peut favoriser une plus grande confiance dans l'utilisation de leurs appareils auditifs.

« Parfois, je ne suis même pas conscient que mes aides auditives sifflent. C'est mon ami qui me le dit, et c'est un peu gênant. » Matt, élève de terminale

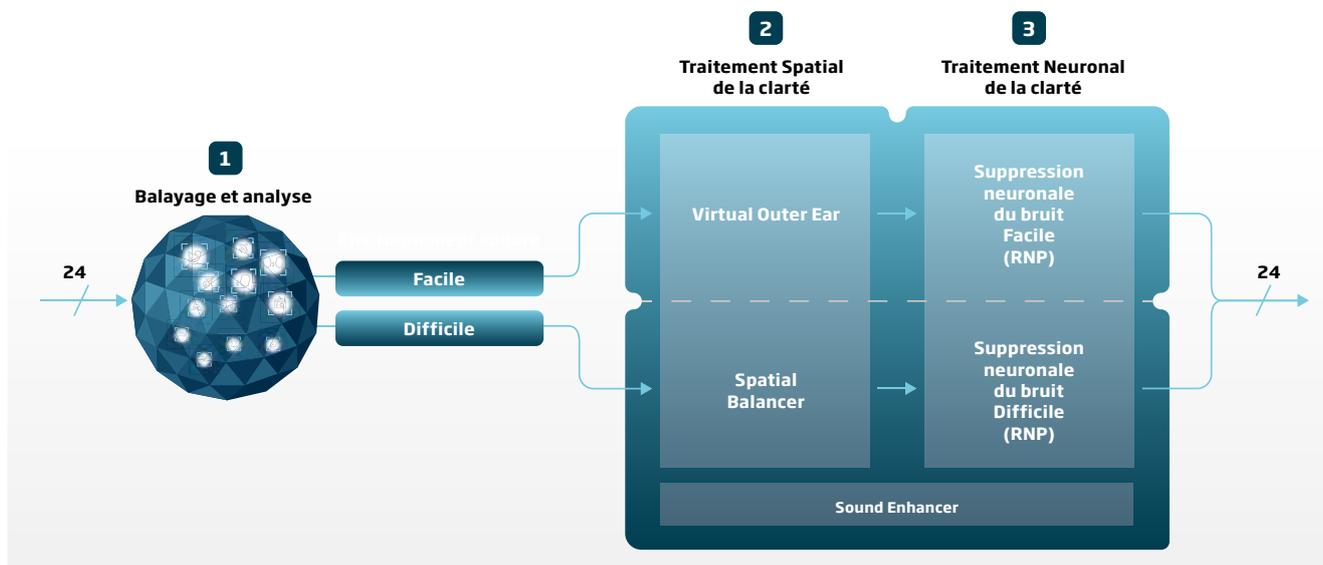


Figure 1. Le processus en trois étapes du MSI

LES PREUVES DERRIÈRE OTICON PLAY PX

Les progrès de la technologie des aides auditives d'Oticon offrent de nouvelles possibilités d'accès à la communication pour les enfants et les adolescents malentendants. Les recherches sur les nouvelles fonctions avancées des aides auditives pédiatriques sont cruciales pour les professionnels de l'audition. Les preuves sont un élément essentiel pour les aider dans leur évaluation et leur sélection de la technologie auditive. Oticon Play PX fournit un ensemble d'études pour soutenir notre technologie d'aide auditive et son utilisation chez les enfants et les adolescents.

Le point de vue des parents sur les appareils auditifs rechargeables pour leurs enfants

Oticon Play PX offre une solution rechargeable de pointe pour les enfants et les adolescents dans un style mini-contour et mini-RITE. Ils fournissent une journée complète d'énergie sur une charge rapide de 3 heures. Pour développer notre aide auditive rechargeable, nous avons voulu comprendre si les parents envisageraient d'utiliser cette technologie. En décembre 2019, un sondage a été réalisé auprès des parents d'enfants portant des appareils auditifs et participant à un programme de ressources auditives à Vancouver, en Colombie-Britannique, au Canada. Vingt-quatre familles ont répondu au sondage où elles étaient invitées à partager leur opinion sur les appareils auditifs rechargeables (Gordey, 2020). Les résultats ont montré un fort désir des parents d'utiliser des appareils auditifs rechargeables, 67% déclarant qu'ils utiliseraient cette solution avec leurs enfants d'âge préscolaire (figure 2). Lorsque les parents ont été interrogés sur leur confiance dans une aide auditive rechargeable, 88% des participants ont déclaré qu'ils étaient certains que cette technologie était fiable. Dans cette étude, les parents ont également décrit les raisons pour lesquelles ils souhaitaient une aide auditive rechargeable. Il s'agissait notamment d'économiser de l'argent sur l'achat de piles, d'être plus écologique, et que le fait de charger la batterie de l'aide auditive chaque nuit signifiait qu'ils pouvaient être sûrs que l'aide auditive fonctionnerait bien le jour suivant (Gordey, 2020).

Oticon RemoteCare : opportunités d'autodétermination

Il a été démontré que les soins auditifs à distance présentent des avantages pour les professionnels de la santé, leurs patients

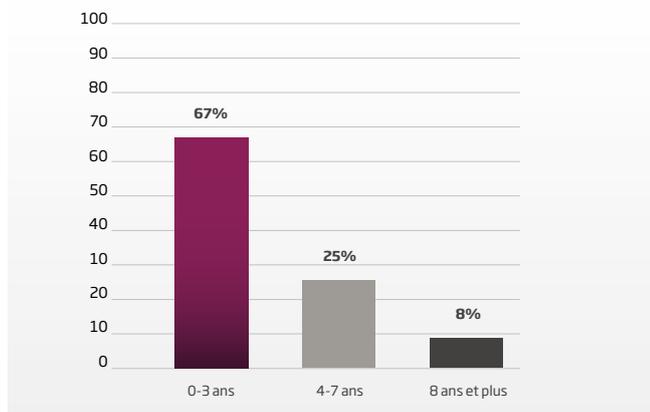


Figure 2. Choix par les parents d'une aide auditive rechargeable en fonction de l'âge de leur enfant.

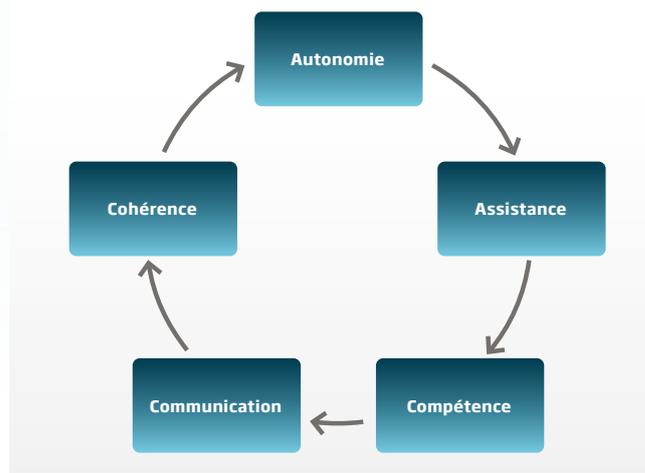


Figure 3. Thèmes des parents sur l'utilisation des soins auditifs à distance.

et leurs familles (Swanepoel et al., 2010). De plus, les soins à distance ont été évalués pour une utilisation en pédiatrie en tant que facilitateur pour augmenter le temps d'utilisation des aides auditives pour les enfants nouvellement appareillés (Muñoz et al., 2020). Dans le cadre du pack de connectivité d'Oticon, les soins auditifs à distance sont disponibles pour les professionnels de l'audition. Alors qu'Oticon RemoteCare fournit une assistance technique entre les patients et leur audiologiste, nous avons voulu savoir s'il pouvait également jouer un rôle dans la promotion de l'autodétermination des parents. Une étude qualitative a été élaborée en collaboration avec les audiologistes du Rady Children's Hospital. L'objectif de cette étude était d'examiner le point de vue des parents sur l'utilisation d'Oticon RemoteCare et d'autres applications à distance pour les rendez-vous d'audiologie de leurs enfants et d'étudier les avantages et les difficultés qu'ils ont rencontrés. Dix parents d'enfants d'âge préscolaire portant des appareils auditifs Oticon ont participé à des rendez-vous à distance avec leur audiologiste. Les parents ont été interrogés sur leurs expériences avec ces sessions distantes et leur utilisation avec leur audiologiste. Les résultats de cette étude ont permis d'identifier cinq thèmes principaux à partir des entretiens avec les parents : Relation (relation parent-audiologiste), autonomie (choix), compétence (compréhension de l'audition de leur enfant et de la technologie auditive), communication et soutien (Figure 3).

La compétence des parents et leur compréhension de la perte auditive sont cruciales. La recherche a montré que la compréhension de la perte auditive de leur enfant et la confiance dans le travail avec leur technologie auditive étaient fortement corrélées à l'adhésion aux soins et à la fréquence d'utilisation des appareils auditifs par leur enfant (Ambrose et al., 2020). Dans notre étude, nous avons constaté que les soins auditifs à distance facilitaient le développement des compétences en offrant un rendez-vous dédié aux parents pour communiquer et s'engager avec leur audiologiste. Un parent d'un enfant de deux ans a déclaré :

« Je pense que parfois vous avez des questions, en particulier lorsque vous n'avez aucune expérience des appareils auditifs, donc le fait d'avoir quelqu'un pour évoquer ces questions en face à face est beaucoup mieux que d'envoyer un e-mail. » On a presque l'impression d'être un peu plus intime parfois par chat vidéo avec les soins auditifs à distance, parce qu'on parle depuis chez soi. » (Gordey, 2021)

La recherche a également montré que les parents souhaitent établir une relation avec leur audiologiste où la prise de décision est partagée et où leur voix est valorisée (Gordey, 2021). Les parents de cette étude ont décrit l'utilisation de l'application de soins auditifs à distance comme étant facile à utiliser et une alternative très pratique à un rendez-vous d'audiologie typique. De plus, les parents ont déclaré que l'utilisation de l'application a fourni une nouvelle occasion de se connecter avec leur audiologiste parce que le rendez-vous virtuel était consacré à parler spécifiquement des expériences de leurs enfants.

C'est ce qu'a souligné le parent d'un enfant d'un an, qui a déclaré : « Nous avons eu l'impression de bénéficier d'une prise en charge supérieure de la part de l'audiologiste, quelque chose de plus, où nous avons parlé des expériences quotidiennes de mon fils. Vous n'avez pas toujours la chance d'avoir ce type de discussion lorsque vous assistez à un rendez-vous clinique très chargé. » (Gordey, 2021)

Oticon Play PX améliore l'accès à la communication

Selon les recherches, la technologie conventionnelle des appareils auditifs peut restreindre l'accès à l'écoute à 360° et l'accès à l'audition, importants pour l'apprentissage indirect (Pittman, 2021). Limiter l'accès à l'ensemble de l'environnement limite également l'accès à la communication. Il est donc important de fournir aux enfants un accès auditif à tous les sons significatifs ainsi qu'un accès à la communication similaire à celui de leurs pairs, afin qu'ils puissent apprendre, participer, interagir et développer des relations sociales.

Pour déterminer si MSI améliorerait l'accès à l'audition et à la communication, Pittman (2021) a mené une étude pour évaluer la capacité des enfants à reconnaître et à se souvenir de la parole provenant de différentes directions. La reconnaissance et la mémoire des mots ont été examinées à l'aide de listes de 12 mots tirés du test d'apprentissage verbal auditif (AVLT, Schmidt, 1996). Les mots de chaque liste étaient répartis uniformément sur six emplacements (voir figure 4) et présentés de manière aléatoire avec un intervalle d'une seconde entre les mots. Tous les mots étaient présentés à 70 dB SPL. Pour simuler un environnement d'écoute typique, un bruit diffus de cafétéria a été présenté à 67 dB SPL à partir de trois haut-parleurs également espacés spatialement. Les enfants ont écouté les 12 mots avant de répéter à haute voix autant de mots qu'ils pouvaient se rappeler. Les enfants devaient ainsi conserver les mots en mémoire pendant environ 20 secondes après le début de chaque liste. La performance a été calculée comme la proportion de mots rappelés correctement dans chaque direction. Deux groupes d'enfants ont été recrutés.

Le premier groupe de participants était composé de 19 enfants ayant une audition normale (moyenne des sons purs < 20 dB HL) âgés de 10 à 15 ans. L'objectif était de comprendre la capacité des enfants à reconnaître et à se souvenir des mots dans le bruit lorsque ceux-ci proviennent de différentes directions. Dans l'ensemble, la performance de reconnaissance et de rappel à partir de différentes sources varie de 56% à 82%. Les participants normo-entendants n'ont pas été capables de reconnaître et de redonner tous les mots dans l'environnement d'écoute complexe, ce qui suggère que la tâche était difficile. Nous nous attendions à ce que les enfants atteints de déficience auditive, qui sont plus vulnérables au bruit, trouvent également cette tâche difficile, même avec l'aide d'une technologie auditive bien adaptée. De plus, nous avons observé que la performance moyenne pour les mots provenant des emplacements de la source à droite (74%) était légèrement meilleure que celle provenant de la source à gauche (70%).



Figure 4. Les mots du test d'apprentissage verbal auditif étaient présentés à partir de six emplacements de source différents : avant et hors axe ($\pm 30^\circ$), latéral ($\pm 90^\circ$) et arrière ($\pm 150^\circ$) à gauche et à droite.

Le deuxième groupe de participants était composé de 12 enfants atteints de déficience auditive bilatérale, symétrique, légère à modérément sévère, âgés de 11 à 15 ans. Pour évaluer si MSI améliore l'accès à la communication pour les enfants malentendants, nous avons comparé les performances entre les deux groupes d'enfants participants. Nous avons comparé les performances avec et sans MSI activé avec les données des participants normo-entendants. Les appareils auditifs ont été adaptés selon la méthodologie DSL v5, et les paramètres par défaut ont été utilisés lorsque MSI était activé. Des analyses statistiques ont été effectuées (ANOVA multivariée, avec un niveau de signification statistique de 0,008 pour les comparaisons multiples). Lorsque MSI était désactivé (c'est-à-dire en mode omnidirectionnel), les enfants malentendants percevaient et se souvenaient de beaucoup moins de mots que les enfants normo-entendants pour plusieurs emplacements de source : de l'avant et hors axe (gauche), du côté (gauche, droite) et de l'arrière (gauche). Lorsque le MSI était activé, la performance des enfants malentendants différait de celle des participants normo-entendants uniquement pour les mots présentés du côté (gauche) et de l'arrière (gauche). En d'autres termes, lorsque la parole était présentée depuis l'avant et hors axe (à gauche) et depuis le côté (à droite), les enfants malentendants avaient un meilleur accès à la communication en utilisant MSI par rapport au réglage du microphone omnidirectionnel. La figure 5 illustre la performance à partir de ces deux emplacements de source. Les enfants malentendants ont reconnu et rappelé moins de mots dans le bruit depuis le côté (à gauche) et depuis l'arrière (à gauche) par rapport à leurs pairs normo-entendants, indépendamment de l'activation de MSI. La raison d'un tel schéma de résultats reste spéculative, mais elle peut être liée à une observation de l'étude actuelle selon laquelle les enfants ayant une audition normale ont également obtenu de moins bons résultats dans la reconnaissance et le rappel des mots de la gauche. Cela pourrait avoir limité la mesure dans laquelle les enfants ayant une perte d'audition peuvent bénéficier de la technologie. En effet, ce groupe était plus défavorisé dans la reconnaissance et le rappel des mots de la gauche (41%) que de la droite (64%).

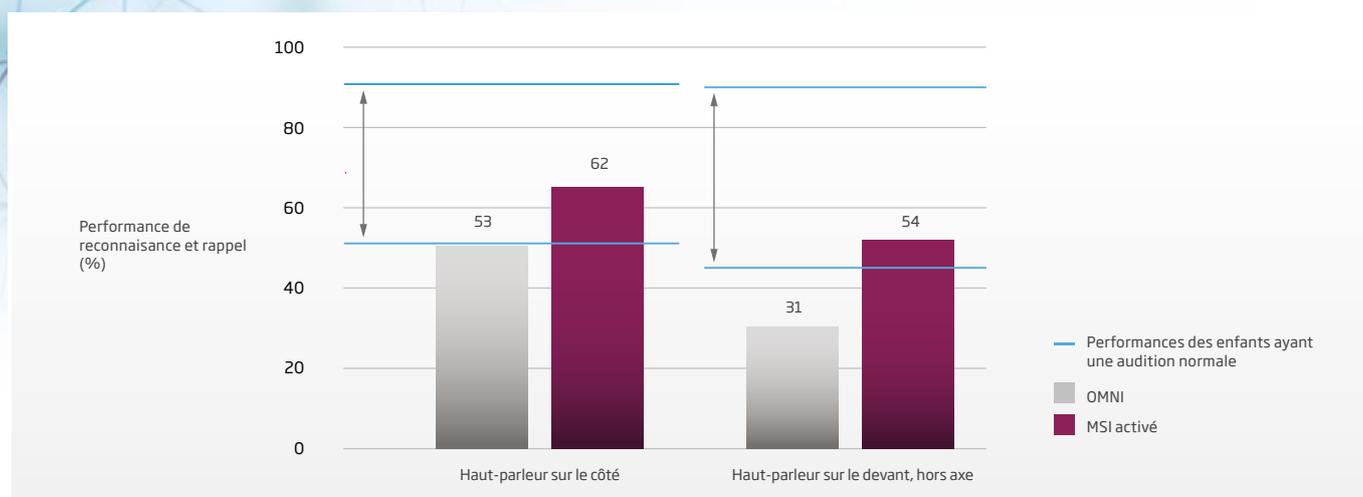


Figure 5. Performances de reconnaissance et de rappel lorsque les mots sont présentés de face et hors axe (à gauche) et de côté (à droite) avec et sans MSI activé pour les enfants malentendants. Les lignes bleues indiquent la fourchette de performance (un écart-type au-dessus et au-dessous de la moyenne) des enfants ayant une audition normale dans les conditions respectives.

La reconnaissance et le rappel de la parole provenant de différentes directions sont essentiels à l'acquisition de la parole et du langage ainsi qu'au développement des compétences sociales et de communication (livre blanc Oticon, Gordey & Ng, 2021). Les résultats de cette étude suggèrent une amélioration des possibilités d'accès à la communication lorsque le MSI est activé.

Cela confirme et étend les avantages de notre technologie BrainHearing pour les enfants. Nous avons précédemment montré qu'OpenSound Navigator™ (OSN) améliorerait la compréhension de la parole dans le bruit pour les enfants, même lorsque la source de parole cible était désaxée et préservait la parole non cible provenant de différentes directions (livre blanc Oticon, Ng, 2017). S'appuyant sur le succès d'OSN, MSI est notre nouvelle innovation pour laquelle nous avons démontré une amélioration de la reconnaissance et de de la remémoration lorsque la parole est présentée depuis différentes directions.

CONCLUSION

Pour participer, interagir et développer des relations sociales, les enfants et les adolescents malentendants ont besoin d'un accès à la communication similaire à celui de leurs pairs. Alors que la technologie des aides auditives conventionnelles ne permet pas toujours de profiter pleinement de ces opportunités, la recherche a montré que les nouvelles fonctions d'Oticon Play PX favorisent un accès complet. Nous pensons que cette dernière innovation d'Oticon en matière de technologie auditive permettra aux enfants et aux adolescents malentendants d'apprendre, de s'engager, de s'épanouir et de participer à tous leurs environnements sonores importants.

Pour plus d'informations :
www.oticon.fr

RÉFÉRENCES

1. Ambrose, S. E., Appenzeller, M., Mai, A., & DesJardin, J. L. (2020). Beliefs and self-efficacy of parents of young children with hearing loss. *Journal of early hearing detection and intervention*, 5(1), 73.
2. Antia, S., Jones, P., Luckner, J. L., Kreimeyer, K., & Reed, S. (2011). Social outcomes of students who are deaf and hard of hearing in general education classroom. *Exceptional Children*, 77(4), 489-504. <https://doi.org/10.1177/001440291107700407>
3. Consortium for Research in Deaf Education (CRIDE). (2017). Rapport du CRIDE sur l'enquête 2017 sur l'offre éducative pour les enfants sourds. Extrait de http://www.ndcs.org.uk/professional_support/national_data/cride.html#contentblock1
4. Crukley, J., Scollie, S., & Parsa, V. (2011). Une étude d'une écoute non silencieuse à l'école. *Journal of Educational Audiology*, 17(1), 23-35.
5. Eriks-Brophy, A., & Whittingham, J. (2013). Teachers' perceptions of the inclusion of children with hearing loss in general education settings. *American Annals of the Deaf*, 158(1), 63-97. <https://doi.org/10.1353/aad.2013.0009>
6. Gordey, D. W. (2018). *Teacher-Student Relatedness: The Importance of Classroom Relationships for Children with Hearing Loss*. York University.
7. Gordey, D.W. (19 mai 2020). Supporting Students who are DHH. Alberta Education PLC Virtual Conference, Edmonton, Alberta.
8. Gordey, D.W. (1er novembre 2021). What Parents Want from their Audiologist. American Speech and Hearing Association Virtual Conference, Washington DC, USA.
9. Gordey, D., & Ng, E. (2021). *Paediatric BrainHearing*. Livre blanc d'Oticon.
10. Kerby, A.P. (1991). *Narrative and the self*. Bloomington, IN: Indiana University Press.
11. Muñoz, K., Nagaraj, N. K., & Nichols, N. (2020). Applied tele-audiology research in clinical practice during the past decade: a scoping review. *International Journal of Audiology*, 1-9.
12. Ng, E. (2017). *Benefits of OpenSound Navigator in children*. Livre blanc d'Oticon.
13. Pittman, A. (2021). Manuscript in preparation.
14. Schmidt M. *Rey Auditory Verbal Learning Test*. Torrance CA: Western Psychological Services; 1996.
15. Swanepoel, D. W., & Hall III, J. W. (2010). A systematic review of telehealth applications in audiology. *Telemedicine and e-Health*, 16(2), 181-200.

ReSound GN

LA COMMUNICATION TÉLÉPHONIQUE SIMPLIFIÉE AVEC LES AIDES AUDITIVES RESOUND

Les aides auditives ReSound sont conçues selon notre philosophie d'audition organique, qui s'inspire de nos façons naturelles d'écouter et de nous connecter avec les gens. Pratiquement tout le monde établit des liens avec les autres en utilisant le téléphone. ReSound a pris un soin particulier à s'assurer que les utilisateurs d'aides auditives disposent de plusieurs façons pratiques d'utiliser le téléphone. Bien que de nouvelles solutions techniques soient devenues disponibles, l'utilisation du téléphone traditionnel reste importante. Une étude où les personnes sont équipées d'aides auditives RIE (Receiver-In-Ear) ReSound ONE™ montre comment l'écouteur unique M&RIE (Microphone-&Receiver-In-Ear) peut prendre en charge l'utilisation conventionnelle du téléphone. De plus, en tant que leader de la connectivité sans fil, ReSound ajoute la commodité de la diffusion directe en fonction mains-libres des appels téléphoniques et FaceTime depuis l'iPhone et l'iPad*, en commençant par la génération d'aides auditives ReSound ONE.

Auteur

Megan QUILTER,
Au.D,
Robert HARTENSTEIN
Au.D*,
Jennifer GROTH, MA

*Audiology Associates Inc,
Rutland, Vermont

Le téléphone est un outil de communication quotidien à travers le monde, et pratiquement tout le monde a besoin de l'utiliser. Écouter au téléphone peut être difficile pour les personnes malentendantes, et une incapacité à communiquer au téléphone a été liée à une réduction perçue de la qualité de vie.¹ Une audibilité réduite est un facteur évident qui interfère avec l'utilisation du téléphone, mais l'absence de repères visuels et la présence de bruit de fond peuvent rendre l'audition au téléphone encore plus difficile. La satisfaction à l'égard de l'utilisation du téléphone pour les utilisateurs d'aides auditives est néanmoins positive à 69 % pour les téléphones fixes traditionnels et à 73 % pour les téléphones portables.² Il est cependant encore possible d'améliorer cette situation.

Les malentendants qui utilisent des aides auditives ont plus d'options que jamais pour les aider à entendre au téléphone. La satisfaction à l'égard de l'utilisation du téléphone pourrait facilement être améliorée grâce à une sensibilisation accrue et à l'adoption de la technologie pour l'utilisation du téléphone. Poussée par notre philosophie d'audition organique, ReSound propose des solutions qui peuvent s'adapter à la vie des utilisateurs et à la façon dont ils souhaitent interagir avec la technologie de tous les jours, comme les téléphones. Dans cet article, nous passons en revue les nombreuses options d'utilisation du téléphone avec les aides auditives ReSound, y compris de nouvelles preuves montrant comment les avantages de l'unique écouteur M&RIE s'étendent à l'utilisation du téléphone.

UTILISATION TRADITIONNELLE DU TÉLÉPHONE AVEC AIDES AUDITIVES

Une façon d'utiliser le téléphone avec des aides auditives consiste à tenir le combiné près du microphone de la prothèse auditive. De cette façon, le signal acoustique du téléphone peut être capté et amplifié par les aides auditives. Selon le style

d'aides auditives portées, il peut être quelque peu difficile de placer et de maintenir le combiné par rapport aux microphones de l'aide auditive. Avec les modèles intra-auriculaires (ITE), le téléphone peut être tenu près de l'oreille de manière conventionnelle car le microphone de l'aide auditive se trouve dans ou à l'entrée du conduit auditif. Cependant, avec les modèles contours d'oreille (BTE) et écouteurs déportés (RIE), les gens tiennent souvent le téléphone dans une position moins naturelle au-dessus et derrière le pavillon où l'appareil est porté. Ceux qui ont des aides auditives "ouvertes" ont la possibilité de tenir le téléphone jusqu'à leur conduit auditif car le son direct peut facilement pénétrer autour du dôme/embout ouvert, mais ils perdent tout avantage de l'amplification de l'aide auditive qui compense leur perte auditive. Malgré les difficultés pratiques qu'il peut y avoir à utiliser le téléphone de manière conventionnelle, de nombreux utilisateurs d'aides auditives ont probablement besoin de le faire au moins occasionnellement. La possession de téléphones portables et de smartphones est élevée dans toutes les tranches d'âge, mais l'utilisation des capacités de streaming reste faible², ce qui justifie la nécessité de performances adéquates avec les téléphones utilisés de manière conventionnelle.

Pour toutes les aides auditives, le Larsen acoustique peut être un problème avec l'utilisation du téléphone. Placer un téléphone à proximité des microphones des aides auditives modifie le chemin du Larsen et peut en provoquer considérablement l'apparition. Selon le modèle d'aide auditive, ce Larsen peut varier de 10 à 20 dB.^{3,4} Les systèmes de gestion du Larsen dans les aides auditives atténuent le Larsen mais peuvent ne pas être suffisamment efficaces pour permettre un gain adéquat pour une utilisation efficace du téléphone. La plainte la plus courante des utilisateurs d'aides auditives concernant l'utilisation du téléphone est que la voix de l'autre personne n'est pas assez forte ou claire.² Il a été démontré que l'anti-

Larsen ReSound DFS permet un gain supplémentaire lors de l'utilisation du téléphone, augmentant la reconnaissance vocale moyenne de 22 points de pourcentage par rapport à l'absence de DFS.⁵ La version la plus récente du système ReSound, DFS Ultra III, améliore les performances avec jusqu'à 18 dB de gain stable supplémentaire et inclut une fonction prédictive qui peut stabiliser le gain à des niveaux prescrits dans des situations dynamiques. De plus, il dispose d'un troisième canal anti-Larsen pour tenir compte du microphone du module écouteur M&RIE placé dans le canal auditif.

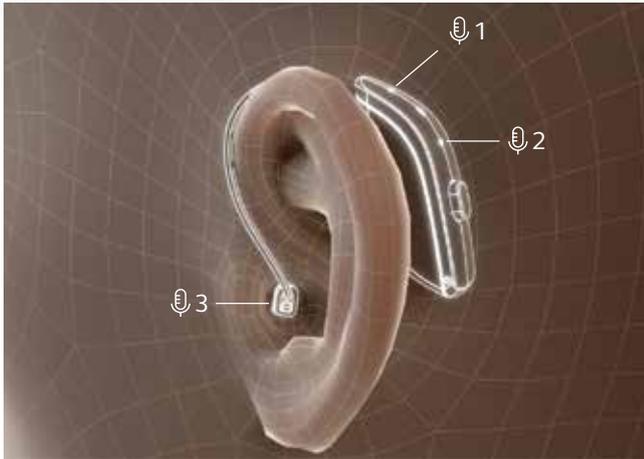


Figure 1. Le module écouteur M&RIE comporte un microphone dans le conduit auditif. Cela lui permet de collecter un son qui préserve les signaux acoustiques individuels du pavillon, de la tête et du torse qui aident à la localisation spatiale.⁶ Les microphones de l'appareil peuvent fournir un SNR supplémentaire dans des conditions d'écoute difficiles.

M&RIE a le potentiel de faciliter l'utilisation du téléphone classique. Tout d'abord, l'emplacement du microphone dans le conduit auditif signifie que le téléphone peut être tenu contre l'oreille de la manière habituelle. C'est évidemment plus facile que d'essayer de localiser et de maintenir le positionnement idéal pour la prise de son avec l'emplacement du microphone de l'appareil sur les aides auditives RIE. De plus, le signal du téléphone pourrait être plus clair en raison du gain apporté par DFS Ultra III et du fait que toute la bande passante du signal peut atteindre le conduit auditif soit via le microphone, soit directement via l'événement. Des rapports anecdotiques de

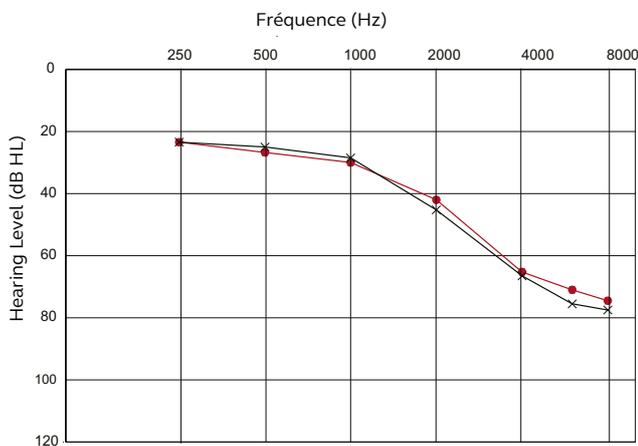


Figure 2. Seuils auditifs droits et gauches moyens en conduction aérienne pour les participants.

personnes équipées de ReSound ONE avec des écouteurs M&RIE suggèrent que l'utilisation d'un téléphone de manière conventionnelle est un avantage par rapport à un RIE avec un écouteur standard. Par conséquent, nous avons mis en place une étude pour examiner systématiquement ce bénéfice potentiel.

Méthodes

L'objectif de l'étude était d'examiner l'expérience subjective de l'écoute téléphonique avec le ReSound ONE équipé d'un écouteur M&RIE ou standard. 20 utilisateurs d'aides auditives expérimentés qui portent actuellement des aides auditives RIE ont participé. Leurs âges variaient de 59 à 88 ans (Âge : M=70,5 ; SD=8,01 ; 8 femmes, 12 hommes). Leurs audiogrammes ont montré des pertes auditives neurosensorielles symétriques avec une sévérité allant de légère à sévère (Figure 2).

Les participants ont été équipés d'aides auditives ReSound ONE RIE avec des écouteurs standards de puissance moyenne (MP) et des écouteurs M&RIE pour l'étude. Les aides auditives ont été programmées avec la méthode d'appareillage Audiogram+ propriété de ReSound à l'aide de ReSound Smart FitTM 1.8, le calibrage de DFS Ultra III a été effectué et des ajustements de gain selon les préférences individuelles. Le programme Directivité All Access a été utilisé par défaut pour ce test.

Le protocole d'étude consistait en une seule visite. Au cours du rendez-vous, les participants devaient initialement répondre à une série de 6 questions sur leur utilisation générale du téléphone. Les participants ont été équipés binauralement dans un ordre contrebalancé avec soit l'écouteur MP standard, soit l'écouteur M&RIE. On leur a demandé d'appeler deux fois un numéro d'assistance météo local et d'écouter le message enregistré : une fois en utilisant l'écouteur standard et une fois en utilisant l'écouteur M&RIE. Après les expériences d'écoute, les participants ont reçu un deuxième questionnaire spécifique à l'écouteur dont ils étaient équipés et interrogés sur leur expérience dans le test d'écoute téléphonique.

Résultats

Utilisation générale du téléphone

Sur les 20 participants, 55% ont déclaré utiliser des smartphones, 30% des téléphones fixes et 15% en utilisant les deux types. Comme dans d'autres rapports², 75 % des participants ont déclaré qu'ils n'utilisaient jamais le streaming direct et aucun des participants n'utilisait d'accessoire téléphonique pour obtenir de l'aide. Interrogés sur l'utilisation du haut-parleur pour faciliter les conversations téléphoniques, 55 % ont déclaré le faire. 70 % des participants ont déclaré qu'ils tenaient le téléphone contre leur conduit auditif de manière conventionnelle lorsqu'ils utilisaient le téléphone, tandis que les 30 % restants ont déclaré qu'ils tenaient le téléphone contre les microphones des aides auditives.

Test d'écoute

Aucune différence n'a été notée dans les évaluations des participants de leurs expériences avec le téléphone fixe par rapport aux téléphones portables. Par conséquent, les résultats pour la condition de ligne fixe sont rapportés. Les participants ont indiqué dans leurs évaluations qu'ils étaient capables d'entendre clairement le message enregistré 100 % du temps, quel que soit l'écouteur d'aide auditive utilisé. Aucun n'a ressenti de Larsen au cours de l'expérience avec l'un ou l'autre des écouteurs utilisés. Les participants ont également évalué l'effort qu'ils ont déployé pour placer le téléphone afin d'entendre au mieux le message. Une fois équipés des écouteurs M&RIE, 95

% des participants ont déclaré "très peu d'effort" ou "aucun effort" pour trouver le placement du téléphone sur l'oreille qui leur permettait d'entendre le mieux. Lors de l'utilisation des écouteurs standards, 80 % ont déclaré "très peu d'effort" ou "aucun effort" pour trouver le placement optimal du téléphone. Les participants utilisant à la fois des écouteurs M&RIE et standards étaient satisfaits des performances du ReSound ONE lorsqu'ils utilisaient le téléphone. Les 20 participants recommanderaient le ReSound ONE avec M&RIE à une autre personne pour une utilisation téléphonique conventionnelle, tandis que 18 sur 20 recommanderaient également le ReSound ONE avec un écouteur standard pour cette application.

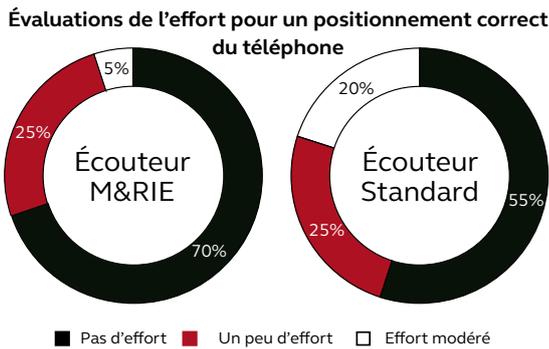


Figure 3. Les participants ont accordé une note élevée aux deux écouteurs pour l'utilisation du téléphone conventionnel. Avec M&RIE, 95 % des participants ont évalué l'utilisation du téléphone conventionnel comme ne nécessitant aucun effort ou très peu d'effort.

Enfin, lorsqu'on leur a demandé d'indiquer une préférence pour l'utilisation du téléphone conventionnel avec l'un ou l'autre écouteur, la moitié des participants n'ont pas de préférence. Parmi ceux qui ont exprimé une préférence, 60 % préféraient le M&RIE et 40 % préféraient l'écouteur standard.

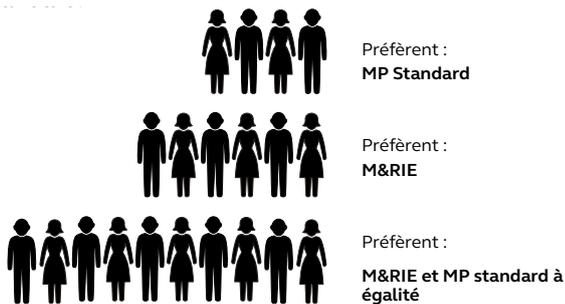


Figure 4. La moitié des participants ont indiqué une préférence égale pour les deux écouteurs lors de l'utilisation du téléphone. Pour le reste, un peu plus d'utilisateurs ont indiqué une préférence pour M&RIE.

Conclusion

Assurer des conditions adéquates pour utiliser le téléphone de manière conventionnelle reste un besoin important auquel doivent répondre les aides auditives. Ce test a démontré que l'écouteur M&RIE est facile à utiliser pour l'écoute téléphonique conventionnelle et que les individus peuvent préférer le M&RIE pour une utilisation téléphonique. Quel que soit l'écouteur utilisé, le DFS Ultra III est susceptible de fournir un gain sans Larsen suffisant pour une bonne écoute téléphonique.

UTILISATION DE LA BOBINE TÉLÉPHONIQUE

De nombreux modèles d'aides auditives ReSound sont équipés d'une bobine téléphonique. Les utilisateurs qui portent des aides auditives avec une bobine téléphonique peuvent l'activer pour capter et amplifier le champ magnétique parasite d'un combiné téléphonique. Cela améliore le rapport signal sur bruit (SNR) du signal téléphonique. Les bobines téléphoniques des aides auditives ReSound sont activées dans un programme dédié qui peut être ajusté pour correspondre aux objectifs prescriptifs et aux préférences individuelles. Il a été démontré que la reconnaissance vocale lors de l'utilisation d'une bobine téléphonique pour recevoir le signal téléphonique offre de meilleures performances que lors de l'utilisation des microphones de l'aide auditive,⁷ et que les performances peuvent être optimisées en personnalisant la réponse de la bobine téléphonique.⁸ Les microphones de l'aide auditive peuvent être mis en sourdine ou réduits en volume lorsque la bobine téléphonique est active, ce qui élimine le risque de Larsen lorsque le téléphone est tenu près de l'aide auditive. Outre l'utilisation du téléphone, les bobines téléphoniques intégrées dans les aides auditives peuvent également être utilisées pour obtenir un meilleur rapport signal/bruit dans les espaces publics équipés de la technologie de bouclage, comme les théâtres.

PhoneNow

Étant donné que le signal d'un téléphone est souvent limité en bande passante, il peut être judicieux pour un individu d'être équipé d'un programme téléphonique dédié qui améliore la région de fréquence du téléphone. PhoneNow est une fonctionnalité qui permet d'accéder plus rapidement et plus facilement à un programme téléphonique en basculant automatiquement l'aide auditive sur ce programme. Le programme du téléphone peut utiliser une bobine téléphonique ou le microphone de l'aide auditive comme entrée selon que l'aide auditive est équipée d'une bobine téléphonique et selon les préférences de l'utilisateur. PhoneNow est activé par un petit aimant fixé au téléphone. Lorsque le téléphone avec l'aimant accroché est amené à côté de l'aide auditive, PhoneNow fera passer l'aide auditive au programme téléphonique. Lorsqu'ils parlent au téléphone dans des environnements bruyants, les utilisateurs d'aides auditives peuvent ressentir un bruit ambiant amplifié dans l'oreille sans téléphone. Le bruit de la pièce capté par l'oreille qui n'est pas au téléphone peut rendre l'écoute au téléphone plus difficile. Pour les aides auditives ReSound qui ont une communication sans fil entre les deux aides auditives dans un appareillage binaural, PhoneNow peut identifier « l'oreille du téléphone » et « l'oreille sans téléphone », en réduisant le gain sur l'oreille sans téléphone de 6 dB tandis que le téléphone est utilisé. Ceci est destiné à réduire la perturbation causée par l'amplification des sons et des bruits de fond dans l'environnement d'écoute, et par extension, à réduire l'effort d'écoute requis dans cette situation. Lorsque l'utilisateur met fin à la conversation téléphonique, les deux aides auditives reviennent automatiquement à leur programme de microphone et réglage de volume précédents.

OPTIONS DE STREAMING SANS FIL

Les solutions téléphoniques dont il a été question jusqu'à maintenant présentent le signal téléphonique de manière monaurale. C'est le mode naturel d'utilisation du téléphone, que les auditeurs non assistés utilisent également. Avec la technologie de streaming sans fil d'aujourd'hui, les utilisateurs d'aides auditives peuvent également recevoir le signal

téléphonique de manière binaurale. L'écoute binaurale offre plusieurs avantages, notamment une meilleure reconnaissance de la parole par rapport à la présentation monaurale.^{7,9}

Streaming via un accessoire de téléphone sans fil

Le ReSound Phone Clip+ est un petit accessoire sans fil qui relie un téléphone mobile ou fixe compatible Bluetooth® aux aides auditives. Il est petit et peut être porté attaché aux vêtements de l'utilisateur ou sur une lanière. Ceci est important, car l'accessoire contient un microphone pour capter la voix de l'utilisateur de l'aide auditive et la transmettre au téléphone, permettant ainsi une utilisation mains-libres du téléphone. Le signal téléphonique seul peut être transmis simultanément aux deux oreilles, ce qui améliore l'intelligibilité de la parole dans les environnements calmes et bruyants. Comme avec la bobine téléphonique, il est possible d'ajouter le signal du microphone de l'aide auditive au signal de l'accessoire, la balance entre les deux peut être ajustée à la fois par l'audioprothésiste lors de l'appareillage et par l'utilisateur avec une télécommande ou une application de smartphone. Le son reçu dans les aides auditives par le microphone ou le streaming est amplifié selon ce qui est programmé pour l'utilisateur, en tenant compte de la réponse en fréquence spécifique nécessaire à sa perte auditive.

Diffuser directement

Une autre façon de recevoir le signal téléphonique dans les deux aides auditives consiste à diffuser l'audio directement à partir d'un iPhone, iPad ou smartphone Android™. ReSound a travaillé avec Apple pour être le premier à apporter cette fonctionnalité aux aides auditives. Un protocole de streaming spécial basé sur Bluetooth Low Energy a permis de diffuser un son de haute qualité à partir d'iPhone et iPad avec une consommation de batterie inférieure à celle requise pour le streaming Bluetooth standard. Ceci est essentiel pour les aides auditives, car les piles devraient durer beaucoup plus longtemps que dans les produits grand public basés sur Bluetooth.

De même, le streaming direct vers les aides auditives à partir de nombreux smartphones Android est également possible aujourd'hui grâce à une coopération avec Google. Cette application Bluetooth Low Energy s'appelle Audio Streaming for Hearing Aids (ASHA). Un avantage supplémentaire significatif du streaming audio direct vers les aides auditives est que les applications de chat vidéo peuvent également être utilisées. Ces applications ajoutent la possibilité d'augmenter le son audio binaural avec des repères visuels pour rendre la communication encore plus facile pour les utilisateurs d'aides auditives. Le fait de pouvoir voir la personne à qui vous parlez contribue de manière importante à la compréhension, quel que soit son statut auditif, comme l'ont démontré Jespersen et Kirkwood. Ils ont testé des personnes ayant une audition normale et des sévérités de perte auditive variables, et ont constaté que tous les groupes présentaient un avantage moyen d'au moins 23 % lors de l'écoute d'un appel vidéo par rapport à un appel audio uniquement.

APPELS MAINS-LIBRES

Un inconvénient du streaming direct vers les aides auditives est qu'il est nécessaire de tenir ou de positionner le téléphone lui-même afin qu'il puisse capter la voix de l'utilisateur de l'aide auditive. En effet, les fonctionnalités de streaming Bluetooth Low Energy étaient unidirectionnelles, ce qui signifie que le son pouvait être envoyé du téléphone aux aides auditives, mais pas l'inverse. À partir de la génération d'aides auditives ReSound

ONE, les utilisateurs peuvent avoir des conversations pratiques avec une qualité sonore exceptionnelle même lorsqu'ils ne peuvent pas tenir leur iPhone, par exemple lorsqu'ils conduisent, cuisinent, font leurs courses ou lorsque leur iPhone est hors de portée. Les microphones des aides auditives captent la voix de l'utilisateur et la transmettent au téléphone et à celui qui appelle. Par conséquent, lors de l'utilisation d'un iPhone ou d'un iPad compatible, il n'est plus nécessaire d'utiliser un autre accessoire de téléphone Bluetooth pour utiliser le téléphone en mains-libres. ReSound a pu utiliser la dernière mise à jour logicielle d'Apple, avec prise en charge des aides auditives bidirectionnelles.

RÉSUMÉ

Pratiquement tout le monde, y compris ceux qui portent des appareils auditifs, a besoin d'utiliser le téléphone. Les aides auditives ReSound offrent de multiples solutions pour mieux entendre sur différents types de téléphones. Tenir le téléphone contre l'oreille de manière conventionnelle reste un mode d'utilisation important du téléphone, en particulier pour les personnes souffrant de pertes auditives légères à modérées. Dans une étude où les participants ont comparé les aides auditives ReSound ONE adaptées aux écouteurs standards et M&RIE lors de l'écoute d'un appel téléphonique de manière conventionnelle, il a été démontré que 95% pouvaient entendre l'appel avec peu ou pas d'effort lors de l'utilisation de M&RIE, et tous recommanderait cette solution à d'autres. Les aides auditives ReSound offrent des moyens supplémentaires d'utiliser le téléphone, notamment des bobines téléphoniques et des solutions de diffusion audio directe. Il a été démontré que les deux offrent une meilleure compréhension au téléphone que l'écoute sans aide auditive, et de nombreux utilisateurs d'aides auditives en bénéficient encore plus que lorsqu'ils écoutent via les microphones acoustiques. Pour plus de commodité, les personnes qui portent des aides auditives ReSound ONE peuvent passer des appels mains-libres sans accessoire de téléphone Bluetooth supplémentaire lorsqu'elles utilisent un appareil compatible iPhone ou iPad.

*Les appels mains-libres ReSound ONE sont compatibles avec iPhone 11 ou plus récent, iPad Pro 12,9 pouces (5^{ème} génération), iPad Pro 11 pouces (3^{ème} génération), iPad Air (4^{ème} génération) et iPad mini (6^{ème} génération) avec iOS 15.3.1 ou plus récent.

RÉFÉRENCES

1. Dalton DS, Cruickshanks KJ, Klein BE, Klein R, Wiley TL, Nondahl DM. The impact of hearing loss on quality of life in older adults. *The Gerontologist*. 2003 Oct 1;43(5):661-8.
2. Picou EM. MarkeTrak 10 (MT10) survey results demonstrate high satisfaction with and benefits from hearing aids. *Seminars in Hearing*. 2020;41(1):21-36.
3. Rafaely B, Roccasalva-Firenze M, Payne E. Feedback path variability modeling for robust hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000 May;107(5):2665-73.
4. Sankowsky-Rothe T, Blau M. Static and dynamic measurements of the acoustic feedback path of hearing aids on human subjects. In *Proceedings of Meetings on Acoustics 173EAA 2017 Jun 25 (Vol. 30, No. 1, p. 050008)*. Acoustical Society of America.
5. Latzel M, Gebhart TM, Kiessling J. Benefit of a digital feedback suppression system for acoustical telephone communication. *Scandinavian Audiology*. 2001 Jan 1;30(1):69-72.
6. Groth J. An innovative RIE with microphone in the ear lets users "hear with their own ears". ReSound white paper. 2020.
7. Picou EM, Ricketts TA. Efficacy of hearing-aid based telephone strategies for listeners with moderate-to-severe hearing loss. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2013 Jan 1;24(1):59-70.
8. Ledda KT, Valente M, Oeding K, Kallogjeri D. Difference in Speech Recognition between a Default and Programmed Telecoil Program. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2019 Jun 1;30(6):502-15.
9. Jespersen CT, Kirkwood B. Speech Intelligibility Benefits of FaceTime: Advantages for Everybody. *Hearing Review*. 2016;23(9):20.



MODE EDGE

ENCORE PLUS ÉVOLUÉ AVEC EVOLV AI

Auteur

Lori Rakita, Au.D. | Jumana Harianawala, Au.D.

INTRODUCTION : Aussi précis soient-ils, les programmes manuels d'aides auditives n'ont pas toujours de réponse au monde sonore complexe et confus qui nous entoure. Toutes les aides auditives de Starkey utilisent un système automatique de classification environnementale qui constitue la base d'une expérience auditive naturelle et sans effort. Ce système analyse l'environnement et adapte les paramètres des aides auditives en conséquence. Cette adaptation automatique se déroule en toute simplicité lorsque l'utilisateur passe d'un environnement sonore à l'autre. Créer une telle expérience requiert non seulement une caractérisation précise de l'environnement et de ses propriétés acoustiques, mais également un système technologique avancé capable de fournir le degré d'adaptation nécessaire. La personne appareillée peut ainsi se concentrer sur l'instant présent plutôt que sur ses aides auditives. C'est un élément fondamental pour une expérience auditive sans effort que nous avons intégré aux aides auditives Evolv AI.

Le classificateur automatique d'environnement décrit ci-dessus s'adapte à la plupart des situations d'écoute et évite les changements de programme manuels au porteur d'aides auditives. Certaines situations d'écoute sont toutefois particulièrement complexes ou éprouvantes. Elles requièrent un degré de traitement du signal plus agressif, plus dynamique, afin d'optimiser le confort ou la clarté.

Le Mode Edge est un outil supplémentaire d'adaptation unique sur le marché, qui propose plus que les changements effectués par le simple système automatique. Le Mode Edge étant activé par l'utilisateur, l'aide auditive peut offrir un degré d'adaptation supérieur et fournir des améliorations efficaces en présupposant l'intention d'écoute.

Le fonctionnement du Mode Edge repose sur une « capture instantanée » de l'environnement sonore qui implique une analyse détaillée des nuances acoustiques qui le caractérisent. Une fois cela fait et dès lors qu'il est activé par l'utilisateur, le Mode Edge optimise automatiquement le confort ou la clarté en fonction de la situation d'écoute. En tapotant deux fois sur l'aide auditive ou, désormais, en cliquant sur un simple bouton dans l'application Thrive Hearing Control, le Mode Edge optimise directement les paramètres de gain, de gestion du bruit et de directionnalité pour une adaptation différente à l'environnement acoustique.

Le Mode Edge intégré aux modèles de la toute nouvelle gamme evolv AI a bénéficié de nouvelles adaptations de paramètres basées sur des analyses de données élargies pour offrir confort et clarté dans les situations d'écoute les plus difficiles. Cela signifie que l'aide auditive est désormais meilleure pour reconnaître et s'adapter aux situations d'écoute singulières, par exemple, une situation avec un bruit de fond continu et diffus est facile à détecter et à interpréter pour l'aide auditive. En revanche, les environnements avec de la parole saccadée à faible niveau (par exemple, café ou restaurant), ou des bruits forts, stables et à basse fréquence (par exemple, la voiture) nécessitent que le système prenne en compte des aspects acoustiques très spécifiques.

Les présentes études ont été conçues pour mieux comprendre les capacités du Mode Edge d'Evolv AI dans le but d'améliorer le confort et la clarté, mais aussi de réduire l'effort d'écoute dans les environnements sonores difficiles et acoustiquement complexes.

EXPÉRIENCE 1

L'objectif de la première étude était d'enquêter sur les principales différences de performance entre le programme de classification environnementale automatique (« programme Normal ») et le Mode Edge. Pour évaluer la performance du Mode Edge auprès des porteurs d'aides auditives, deux types de populations ont été étudiés : des personnes atteintes de perte auditive modérée (utilisateurs de CIC) d'une part et de perte auditive sévère à profonde d'autre part (utilisateurs de BTE). On s'est spécifiquement intéressé aux bienfaits supplémentaires du Mode Edge en matière de compréhension de la parole et/ou d'effort d'écoute perçu par rapport à la classification environnementale automatique (« programme Normal »).

L'effort d'écoute constituait l'un des aspects importants de cette étude. De nombreux rapports montrent que l'écoute est une action plus éprouvante pour les personnes malentendantes (Kramer et al., 2006) et plus souvent associée à la fatigue et au stress (Hetu et al., 1988) que pour les normo-entendants. Il était donc important d'appréhender le degré d'effort requis d'une personne appareillée pour comprendre la parole, puisque le score d'intelligibilité de la parole n'en tient pas compte. Un effort d'écoute perçu moins important est (par définition) le principal signe d'une expérience auditive moins exigeante.

Méthodes : Participants – Vingt-six personnes ont participé à la présente étude. Treize participants souffraient d'une perte auditive modérée à sévère et portaient le CIC Evolv AI. Treize participants souffraient d'une perte auditive sévère à profonde et portaient une aide auditive Evolv AI Power Plus BTE 13. Découvrez l'audiogramme moyen des participants sur la Figure 1.

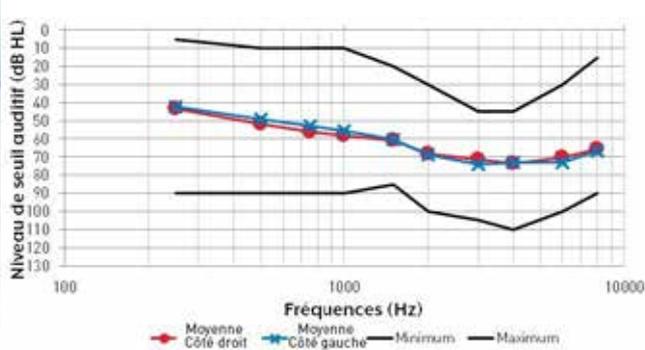


Figure 1 : Audiogramme moyen des participants à l'expérience 1. Les symboles rouges représentent les seuils moyens pour l'oreille droite, les symboles bleus ceux de l'oreille gauche.

Programmation des aides auditives : les aides auditives CIC et BTE ont été programmées pour un appareillage initial (appareillage optimal) conforme à la formule exclusive d'adaptation de Starkey, e-STAT, via le logiciel Inspire X. Les utilisateurs de BTE portaient soit des tubes fins, soit des coudes avec tube classique et embout, selon leur degré de perte auditive. Pour les participants équipés d'embouts, l'événement a été sélectionné en s'appuyant sur les recommandations du logiciel Inspire X.

Environnement de test : les essais ont été réalisés dans une cabine audiométrique. Le participant était assis au milieu d'un faisceau de huit haut-parleurs, avec un haut-parleur installé tous les 45 degrés de 0 à 315 degrés azimut. On a choisi une ambiance sonore reproduisant celle d'un petit café ou restaurant, car il peut être difficile pour une aide auditive d'interpréter un environnement dans lequel le bruit de fond est plus variable et possède une plus faible amplitude.

Des phrases IEEE (listes de Harvard, équilibrées phonétiquement) ont été présentées ont été présentées à 65 dB SPL depuis le haut-parleur avant à 0° azimut, tandis qu'un bruit de bavardage entre plusieurs interlocuteurs était diffusé depuis les autres haut-parleurs à un niveau cumulé de 60 dB SPL.

Évaluation des mesures : cette étude a notamment permis d'évaluer deux mesures intéressantes. La première était la compréhension de la parole. Les participants ont dû répéter deux listes de phrases IEEE avec des aides auditives placées

dans deux conditions : en Mode Edge et avec le programme Normal. Ces conditions étaient proposées aléatoirement pour l'ensemble des participants, qui ignoraient la condition dans laquelle ils étaient testés. Pour chaque liste de phrases IEEE, on a consigné le nombre de mots répétés correctement afin de calculer une moyenne des scores des deux listes et d'attribuer un score final à chaque participant. La seconde mesure relevée dans cette étude était l'effort d'écoute perçu. Après avoir répété les deux listes de phrases IEEE dans chaque condition d'aide auditive, les participants ont dû évaluer leur effort d'écoute perçu sur une échelle de 1 (aucun effort) à 7 (effort maximal).

RÉSULTATS

Une moyenne des résultats a été calculée séparément pour les utilisateurs de CIC (figures 2 et 3) et les utilisateurs de BTE (figures 4 et 5). Aucune différence notable de compréhension de la parole n'est apparue chez les utilisateurs de CIC entre le programme Normal et le Mode Edge, mais un écart considérable est ressorti au niveau de l'effort d'écoute perçu entre les deux conditions de programmation ($p < 0,01$). Les utilisateurs de CIC ont mentionné un effort d'écoute perçu bien moindre en Mode Edge qu'avec le programme Normal. Les utilisateurs de BTE ont eu des scores de compréhension de la parole bien meilleurs avec le Mode Edge qu'avec le programme Normal ($p < 0,01$) et un effort d'écoute perçu beaucoup plus faible avec le Mode Edge qu'avec le programme Normal ($p < 0,01$).

CONCLUSION

L'objet de la présente étude était de comparer le système de classification environnementale automatique seul (« programme Normal ») au Mode Edge en situation acoustique complexe : l'ambiance d'un petit restaurant. Parce qu'il y a davantage de sources d'interférences dans ce type d'environnement, par rapport à un bruit stable et diffus, il est plus difficile pour une aide auditive d'interpréter les sons et de s'adapter. La nouvelle aide auditive Evolv AI a été optimisée pour prendre en charge ce type d'environnements sonores.

Les résultats de l'étude ont montré que les utilisateurs de CIC n'avaient globalement aucune difficulté particulière avec la compréhension de la parole dans cette ambiance spécifique en raison du faible bruit de fond.

L'évaluation de l'effort d'écoute perçu a cependant révélé qu'ils trouvaient la situation éprouvante et percevaient un

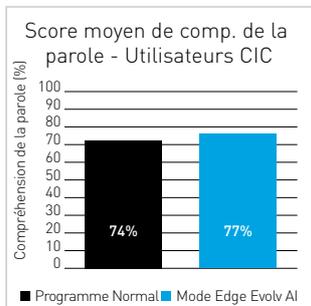


Figure 2 : Scores moyens de reconnaissance de la parole pour le groupe CIC avec le programme Normal et en Mode Edge

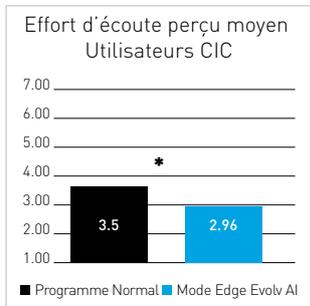


Figure 3 : Scores moyens d'effort d'écoute perçu pour le groupe CIC avec le programme Normal et en Mode Edge. Utilisation d'une échelle de 1 à 7, où 1 signifie « aucun effort d'écoute » et 7 « effort d'écoute maximal ». (* = $p < 0,01$)

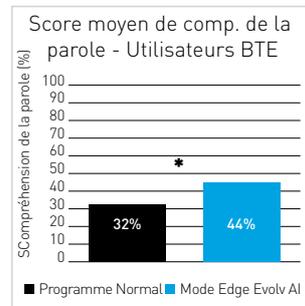


Figure 4 : Scores moyens de reconnaissance de la parole pour le groupe BTE avec le programme Normal et en Mode Edge. (* = $p < 0,01$)

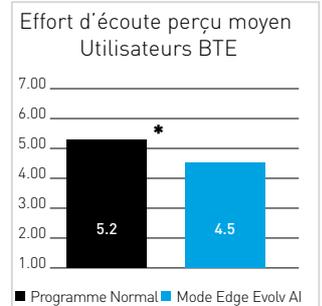


Figure 5 : Scores moyens d'effort d'écoute perçu pour le groupe BTE avec le programme Normal et en Mode Edge. Utilisation d'une échelle de 1 à 7, où 1 signifie « aucun effort d'écoute » et 7 « effort d'écoute maximal ». (* = $p < 0,01$)

effort d'écoute moindre en Mode Edge qu'avec le programme Normal. Ce résultat intéressant montre l'importance de recueillir les données relatives à l'effort d'écoute en complément des résultats de compréhension de la parole.

Les utilisateurs de BTE ont obtenu des scores d'intelligibilité de la parole bien meilleurs en Mode Edge qu'avec le programme Normal. L'effort d'écoute a par ailleurs été jugé moins grand en Mode Edge qu'avec le programme Normal. Cela montre que pour les individus souffrant de pertes auditives plus importantes, même les bruits faibles peuvent rendre la situation extrêmement difficile. L'ajout du Mode Edge permet d'offrir à ces personnes un supplément de performance tout en réduisant leur effort d'écoute.

De façon générale, la présente étude a démontré l'impact supérieur du Mode Edge sur le système le système de classification environnementale automatique de classification environnementale automatique. Les résultats suggèrent en effet que ce mode effectue des changements plus drastiques, ce que confirment les plus faibles scores d'effort d'écoute ainsi que la meilleure compréhension de la parole dans les environnements sonores complexes pour certains individus.

EXPÉRIENCE 2

L'expérience 2 avait trois objectifs principaux : le premier était d'aller au-delà des comparaisons relatives à la compréhension de la parole et à l'effort d'écoute en comparant les préférences des personnes appareillées. Le second était de comparer des données plus spécifiques, en terme de clarté, de confort, et de préférence générale. Le troisième objectif, enfin, était d'étudier dans quelle mesure le Mode Edge était préféré à un programme d'écoute dédié et optimisé par un audioprothésiste pour une situation d'écoute spécifique.

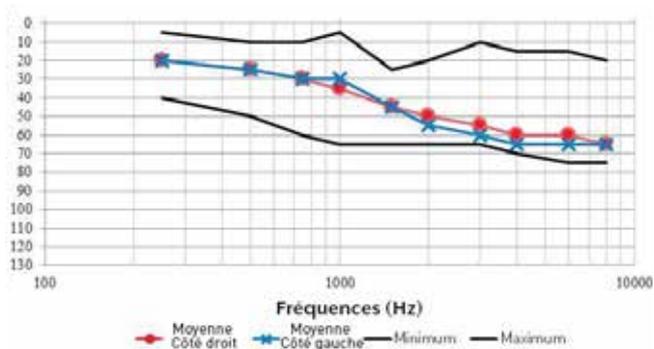


Figure 6 : Audiogramme moyen des participants à l'expérience 1.

1. Les symboles rouges représentent les seuils moyens pour l'oreille droite, les symboles bleus ceux de l'oreille gauche.

Méthodes : Participants - Quinze personnes ont participé à l'expérience 2. Tous les participants souffraient d'une perte auditive légère à modérément sévère et portaient un RIC Evolv AI. Les audiogrammes moyens des participants sont représentés sur la figure 6 ci-dessous.

Programmation des aides auditives : Les aides auditives RIC ont été programmées pour un appareillage initial (appareillage optimal) conforme à la formule exclusive d'adaptation de Starkey, e-STAT, via le logiciel Inspire X. Les dispositifs ont été adaptés avec un couplage approprié selon la perte auditive de chaque participant. Certains ajustements ont été réalisés à la demande des participants. Des mesures in-vivo ont été effectuées pour chaque participant de manière à obtenir

une sortie acceptable au niveau des aides auditives pour des entrées en signal vocal international de test (ISTS) de 55, 65 et 75 dB SPL.

Environnement de test : On a choisi de réaliser les essais dans une ambiance de transport en raison des caractéristiques acoustiques spécifiques de ce type d'environnement. Le bruit des transports est dominé par des niveaux sonores intenses qui se caractérisent par de basses fréquences. Cette situation d'écoute complexe requiert une stratégie spécifique autant sur le plan de l'identification que de l'adaptation. L'enregistrement d'une voix masculine s'exprimant dans un environnement de transport très bruyant a été diffusé depuis les huit haut-parleurs à un niveau cumulé de 70-75 dB SPL. L'enregistrement et la représentation du son ont fait l'objet d'une approche ambisonique non seulement pour capter le son sur le plan horizontal au niveau du siège passager, mais aussi pour inclure les sons et réflexions émanant d'autres sources et directions qui rendent cet environnement sonore complexe et problématique.

Évaluation des mesures : les participants ont dû comparer ont dû comparer le Mode Edge au programme Normal, et à un programme dédié et optimisé (Programme «Voiture») dans la situation de transport décrite ci-dessus. On leur a demandé d'évaluer la configuration des aides auditives sur trois critères différents : la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale.

Les participants ont réalisé chaque comparaison par paires en ignorant quelles conditions étaient appliquées aux aides auditives et évaluées dans chacune de ces comparaisons.

Nombre de préférences - Mode Edge vs programme Normal

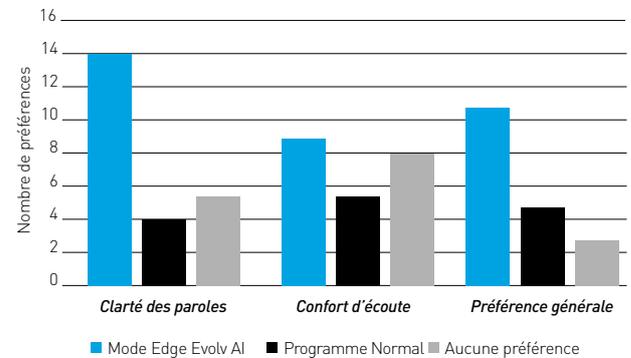


Figure 7 : Nombre de préférences concernant la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale entre Mode Edge et programme Normal (automatique).

RÉSULTATS

Les figures 7 et 8 ci-dessous indiquent le nombre de préférences pour chaque série de conditions. La figure 7 montre le nombre de préférences concernant la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale entre le Mode Edge et le programme Normal. Les résultats révèlent un nombre supérieur de préférences pour le Mode Edge par rapport au programme Normal pour la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale.

La figure 8 montre le nombre de préférences concernant la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale entre le Mode Edge et un programme d'aide auditive dédié optimisé. Les résultats révèlent une forte préférence pour le Mode Edge par rapport au programme d'aide auditive dédié au niveau du confort d'écoute et de la préférence générale.

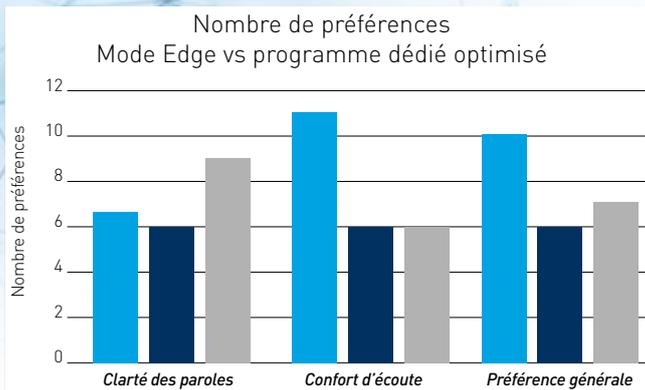


Figure 8 : Nombre de préférences concernant la clarté des paroles, le confort d'écoute et la préférence générale entre le Mode Edge d'Evolv AI et un programme optimisé.

CONCLUSION

Les résultats de l'expérience 2 montrent que les personnes malentendantes ont une préférence générale pour le Mode Edge dans les environnements sonores complexes qui requièrent des adaptations auditives spécifiques. Ils viennent en outre conforter les résultats de l'expérience 1 qui révélaient de meilleurs niveaux de compréhension de la parole et d'effort d'écoute perçu avec le Mode Edge.

Cette étude montre également une nette préférence pour le Mode Edge par rapport à un programme dédié optimisé. Pour les audioprothésistes, ces conclusions sont l'assurance que le Mode Edge offrira le niveau d'adaptation approprié, qui sera équivalent sinon meilleur que celui fourni par un programme d'aide auditive manuel, sans consultation ni attribution de programmes manuels spécifiques.

Les ambiances utilisées dans les expériences 1 et 2 ont été choisies, car elles a) peuvent être très difficiles pour les personnes appareillées et b) sont typiquement ambiguës et donc plus complexes à interpréter pour une aide auditive. Les deux études révèlent les bienfaits audiologiques du Mode Edge à travers l'amélioration de l'intelligibilité vocale et la réduction de l'effort d'écoute perçu, mais aussi des scores de préférence supérieurs obtenus par rapport au programme Normal et au programme dédié.

Tapoter deux fois l'aide auditive ou activer le Mode Edge dans l'App Thrive Hearing Control permettra d'adapter l'aide auditive à n'importe quel environnement sonore, y compris dans les situations d'écoute complexes ou ambiguës.

Le Mode Edge fournit un outil supplémentaire d'adaptation qui évite d'avoir à s'encombrer l'esprit de programmes dédiés spécifiques. Au-delà de ces changements automatiques, il offre confort et clarté à l'utilisateur d'aide auditive tout en réduisant son effort d'écoute.

RÉFÉRENCES

1. Kramer S.E. , Kapteyn T.S. & Houtgast T . 2006 . Occupational performance: Comparing normally-hearing and hearing-impaired employees using the Amsterdam checklist for hearing and work . *Int J Audiol* , 45 , 503 – 512 .
2. Héту, R., Riverin, L., Lalande, N., Getty, L., and St-cyr, C. (1988). Qualitative analysis of the handicap associated with occupational hearing loss. *Br. J. Audiol.* 22, 251–264. doi: 10.3109/03005368809076462



SIGNIA ASSISTANT ÉTUDE SUR LES AVANTAGES AUDIO ET LES BÉNÉFICES PATIENT

Signia Assistant, module intégré à l'application Signia App, offre une assistance de réglage personnalisée, en temps réel et disponible 24h/7j dès que le patient en a besoin. À travers son application, sous forme de tchat, le patient peut exposer son problème à l'instant où il y est confronté et obtenir de la part de l'IA (Intelligence Artificielle) un ajustement de réglage en temps réel. L'audioprothésiste pourra, lors de ses rdv de contrôle, vérifier et contrôler ces ajustements. Nous passerons en revue les bénéfices que les patients peuvent en retirer, ainsi que les avantages de cette technologie innovante pour les audioprothésistes. Mais commençons par quelques explications sur cette exclusivité Signia.

FONCTIONNEMENT DE SIGNIA ASSISTANT

Le maître mot de Signia Assistant est l'IA. C'est une première mondiale dans le domaine de l'audioprothèse que d'offrir de l'IA aux patients pour améliorer leur satisfaction d'écoute et pour résoudre, en temps réel, une difficulté ponctuelle. Elle a été développée de manière à être la plus intuitive pour être accessible à tous, à tout âge.

L'intelligence artificielle de Signia Assistant est basée sur un réseau neuronal profond en accès direct par le patient. Elle s'inspire du cerveau humain pour résoudre les problèmes qui lui sont soumis.

Le principe est simple. L'IA va récupérer l'ensemble des informations sur les préférences, les attentes et les problématiques de votre patient, mais également des millions d'utilisateurs de l'application de par le monde. Elle va les stocker dans des serveurs dédiés et sécurisés. Puis va traiter l'ensemble de ces données en temps réel pour proposer automatiquement les ajustements les plus adaptés à votre patient en fonction de la situation acoustique dans laquelle il se trouve à l'instant de la difficulté, de ses réglages actuels, mais aussi de ses préférences acoustiques et attentes individuelles.

Cette intelligence artificielle évolutive est donc capable d'apprendre les préférences acoustiques de chaque patient pour lui proposer des solutions personnalisées. Plus elle sera utilisée par votre patient et l'ensemble des utilisateurs, plus les réglages seront précis et adéquats.

UTILITÉ DE SIGNIA ASSISTANT

En dépit des immenses progrès dans la finesse d'ajustement des aides auditives, nous nous basons toujours sur les retours des patients pour toute modification de réglage. Or ces retours patients sont subjectifs, peu précis dans l'expression du ressenti, et peu fiables car reposant sur leur mémoire d'une situation vécue bien antérieurement. Dans le calme des rdv de contrôle, nous devons donc estimer - en nous basant

sur notre expérience - ce qui règlera le problème, puis laisser le patient faire un nouvel essai dans les situations d'écoute réelles. Ce qui peut amener à plusieurs aller-retours avant de trouver le réglage adéquat, et dans certains cas extrêmes décourager le patient avant de l'atteindre.

Les réglages fins réalisés par Signia Assistant sont en temps réel et accessibles à tout moment 24/7. Ils tiennent compte de la problématique du patient et de la situation d'écoute difficile captée par les microphones et transmise à l'IA. Le retour patient sur l'efficacité du nouveau réglage est immédiat, ce qui permet un réajustement dans la foulée si nécessaire. Au rendez-vous de suivi vous pouvez lire dans Connexx les problèmes rencontrés et les solutions proposées par Signia Assistant. Vous pourrez mettre à profit ces informations fiables pour affiner vos réglages, ou entériner les modifications réalisées.



Dialogue entre l'I.A. de S.A. et le patient

POINT DE VUE DE L'AUDIOPROTHÉSISTE

Les résultats de l'étude* réalisée en 2021 [Fig. 1 & 2] montrent que présenter Signia Assistant aux patients ne change pas les habitudes d'adaptation pour 90% des audios (D3). De plus 63% ont trouvé que Signia Assistant a un impact positif dans leur relationnel avec les patients (D4), et 61% indiquent qu'il les aide à offrir une meilleure adaptation à leurs patients (D5). Les informations fournies par Signia Assistant ont aidé 66% des audios à affiner leurs réglages (D6), et cela a été perçu comme son principal intérêt pour 76% des audios (E3).

POINT DE VUE DU PATIENT

La même étude* [Fig. 3] montre que les patients ont été très positifs à l'égard de Signia Assistant et qu'ils l'ont trouvé facile à mettre en route après les conseils de leur audio. Signia Assistant est facile à comprendre pour 95% des patients (A3), et augmente leur intérêt vis-à-vis de l'appareillage pour 79% d'entre eux (A1). Lors du 1er rendez-vous de suivi après l'adaptation, 91% des patients ont trouvé Signia Assistant facile et intuitif (B1) ! 62% des patients ont expérimenté une amélioration immédiate en situations difficiles (B2) et pour 69%, la possibilité d'avoir une aide immédiatement disponible les a rassurés (B3). Signia Assistant a non seulement été immédiatement efficace en situations problématiques, mais a aussi eu un impact très positif sur leur expérience globale avec les appareils.

Le troisième groupe de questions (C) a été proposé au rendez-vous final d'adaptation, après 3 semaines en moyenne. Les patients sont ici interrogés sur l'interaction entre leur audio et Signia Assistant dans le processus d'adaptation. Pour 79% des patients, Signia Assistant a renforcé leurs échanges avec l'audio durant l'adaptation (C1) ; 78% des patients ont estimé qu'avec l'audioprothésiste et Signia Assistant ils avaient ensemble été capables d'optimiser le réglage de leurs aides auditives (C2) ; et pour 69% d'entre eux, Signia Assistant les avait rapidement aidés à tirer le meilleur de leurs nouvelles aides auditives (C3). Combinés,

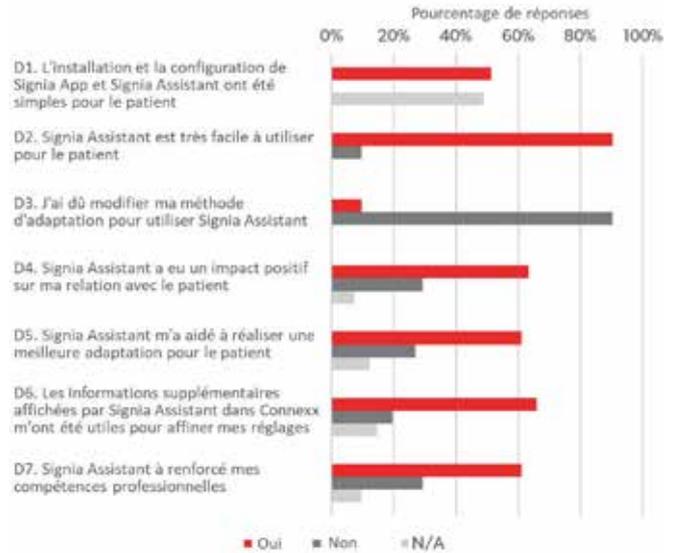


Figure 1 : Accord ou désaccord des audios sur les énoncés. En D1, l'option N/A était remplacée par «fait par l'audioprothésiste». Questionnaire rempli en fin d'adaptation.

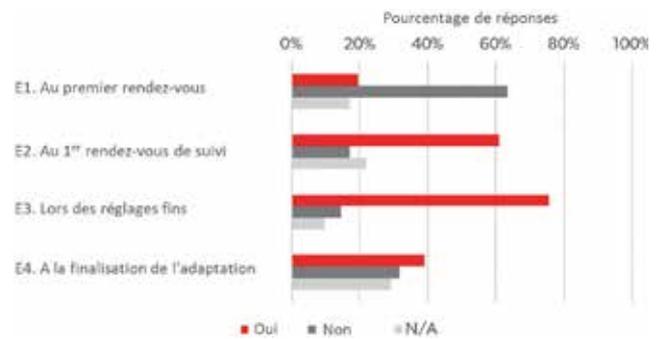


Figure 2 : Accord ou désaccord des audios sur l'énoncé «Signia Assistant a été le plus utile ...» pour les quatre options possibles. Questionnaire rempli en fin d'adaptation.

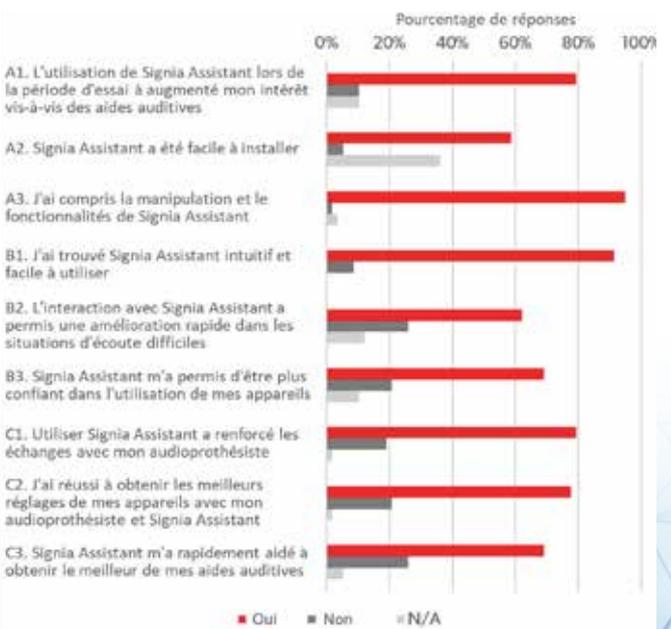


Figure 3 : Accord ou désaccord des patients sur les énoncés. En A2, l'option N/A était remplacée par «fait par l'audioprothésiste». Questionnaire A rempli en fin de premier rdv après explications sur Signia Assistant, questionnaire B rempli en fin de rdv de suivi et questionnaire C rempli en fin d'adaptation.

ces résultats indiquent que Signia Assistant tend à plus impliquer le patient dans son appareillage et montre un fort potentiel pour renforcer la relation entre le patient et son audioprothésiste - pierre angulaire du bénéfice patient à long terme.

EN RÉSUMÉ POUR LES PATIENTS

- Un des points positifs de Signia Assistant noté par les patients, mais aussi les audios, est que le processus d'appareillage peut être rendu plus efficace et peut-être raccourci en réduisant la durée et le nombre de rdv de suivi au laboratoire.
- En accord avec une étude précédente**, les résultats suggèrent que les utilisateurs sont plus confiants dans leur capacité à utiliser les aides auditives, probablement parce qu'ils disposent d'un outil d'assistance 24/7.
- De plus, cette enquête menée auprès de 58 patients a souligné la facilité d'utilisation via le tchat de Signia Assistant, ainsi que leur capacité à mieux collaborer avec leur audioprothésiste.
- Enfin, les vidéos personnalisées de manipulation intégrées à Signia Assistant peuvent s'avérer très utiles pour de nombreux utilisateurs.

EN RÉSUMÉ POUR LES AUDIOS

Cette étude a fait ressortir trois points importants :

- Les audioprothésistes ont indiqué que Signia Assistant facilitait le processus de réglage fin, ce qui les a aidé à créer une adaptation plus personnalisée et répondant plus précisément aux besoins spécifiques de chaque patient. Les audioprothésistes sont réceptifs à l'utilisation de données plus objectives pour optimiser leur adaptation lorsqu'ils ont les outils pour le faire.

- Les résultats indiquent le besoin et l'utilité d'une nouvelle approche d'adaptation, dans laquelle les patients peuvent affiner les réglages de leurs aides auditives en étant immergés dans leurs conditions réelles d'écoute, plutôt que dans les conditions calmes et artificielles du laboratoire. Grâce aux nouveaux outils de l'IA, les audioprothésistes ont un meilleur accès aux besoins des patients dans leur environnement quotidien.
- Si la satisfaction globale des utilisateurs repose sur la qualité de leur relation avec leur audioprothésiste (C1) et sur leur capacité à tirer le meilleur parti de leurs aides auditives (C3), les résultats de cette enquête suggèrent qu'une approche plus personnalisée, basée sur l'IA de Signia Assistant, est une composante essentielle d'une approche moderne de l'adaptation et du réglage fin des aides auditives. Associés à des adaptations et des réglages fins plus rapides et plus ciblés, les résultats de cette enquête démontrent que les assistants IA peuvent également influencer positivement le déroulement de l'adaptation en réduisant le temps de rendez-vous sans compromettre la qualité de la prise en charge.

CONCLUSION

Grâce à Signia Assistant, vous pourrez :

- Avoir des patients qui se sentent plus en contrôle et en confiance
- Augmenter la satisfaction de votre clientèle et le taux de conversion
- Optimiser votre adaptation et votre temps
- Obtenir toutes les informations dans Connexx
- Stimuler vos ventes avec une solution unique et révolutionnaire

** Hoydal, Fisher, Wolf, Branda, Aubreville: Empowering the wearer: AI-based Signia Assistant allows individualized hearing care Hearing Review. 2020;27(7):22-26



Il est où
le bonheur ?

30 ans
d'Expérience
à vos côtés

Chez Audition Conseil !

En choisissant l'enseigne nationale Audition Conseil pour transformer, créer et développer votre activité d'Audioprothésiste Indépendant, vous faites le choix de conserver votre liberté d'entreprendre tout en adhérant à un univers de marque soigné, chaleureux et élégant à la notoriété nationale ainsi qu'un accompagnement terrain clé en main.

BIENVILLANCE ET POSITIVITÉ REFLÈTENT LA VISION DE VOTRE MÉTIER... REJOIGNEZ-NOUS ET CULTIVONS ENSEMBLE VOTRE EXPERTISE DÉDIÉE À LA SANTÉ ET AU BIEN-ÊTRE AUDITIF DE VOS CLIENTS !



**AUDITION
CONSEIL**

Le Bonheur est dans l'Oreille

RENCONTRONS-NOUS !

Audition Conseil France
acparis@auditionconseil.fr

01 56 56 75 61



QUANTIFIER LES DISTORSIONS ACOUSTIQUES DUES AU RETARD DE TRAITEMENT DU SIGNAL DANS LES AIDES AUDITIVES

Auteurs

Francis KUK, PH.D.,

Christopher

SLUGOCKI, PH.D.

ORCA-USA, WS AUDIOLOGY

INTRODUCTION : Dans les aides auditives numériques, le son entrant est traité dans différents canaux de fréquence, chaque canal étant manipulé par divers algorithmes (tels que compression, microphone directionnel, réduction du bruit, élimination du Larsen et abaissement de la fréquence).

Les signaux traités issus de chaque canal sont ensuite rassemblés pour former le signal de sortie final de l'aide auditive. Ce traitement n'est pas instantané. Il prend un certain temps, que l'on appelle le retard de groupe ou retard de traitement de l'appareil. En général, ce retard ne pose pas de problème lorsqu'il est inférieur à 10 ms (Stone and Moore, 1999, 2002) et que l'aide auditive est portée de manière totalement occlusive, sans fuites acoustiques intentionnelles (dus aux événements) ou accidentelles. Toutefois, la longueur du retard de traitement a bien une importance lorsque l'aide auditive est portée de manière non occlusive (par exemple avec une adaptation ouverte ou n'importe quel type de dôme à adaptation immédiate), auquel cas les sons directs non amplifiés peuvent pénétrer par l'événement et se mélanger aux sons amplifiés dans le conduit auditif externe. L'interaction entre le son amplifié, qui est différé, et le son non amplifié entraîne une distorsion du signal combiné.

Ces distorsions entraînent des conséquences sur la perception. À titre d'exemple, Bramslow (2010) a constaté que des retards de 10 ms entraînaient une qualité sonore dégradée, caractérisée par une parole au son métallique ou creux. Stone et al. (2008) ont observé qu'un retard maximal de 5 à 6 ms était requis pour une performance acceptable dans une adaptation ouverte. Toutefois, une performance acceptable ne signifie pas une performance optimale. Balling et al. (2020) ont montré que le programme **Widex PureSound™**, avec son retard de 0,5 ms, était très largement préféré (>85 %) au programme universel avec son retard de 2,5 ms par les auditeurs normo-entendants et malentendants. Schepker et al. (2019, p 9) ont défini « le retard de traitement de 6,5 ms engendrant des effets de filtre en peigne » comme « le principal facteur limitant la qualité du son ». Il est clair qu'un retard plus court est préférable à un retard plus long, même si les deux peuvent être « acceptables ». Étant donné que plus de 82 % des aides auditives prescrites de nos jours utilisent des dômes à adaptation immédiate (Strom, 2019), et que la quasi-totalité de ces dômes à adaptation immédiate sont non occlusifs (Balling et al., 2019), le retard de traitement devrait constituer une problématique centrale en matière de satisfaction et d'acceptation des aides auditives.

Les professionnels de l'audition s'intéressent toujours aux avantages comportementaux que les porteurs d'aides auditives tirent de l'utilisation d'un type de traitement particulier. Toutefois, il est tout autant important de comprendre l'impact physique/acoustique de ce traitement et comment il peut

expliquer les avantages comportementaux (et potentiellement neuraux). Bien qu'une différence dans la sortie acoustique d'une aide auditive n'ait pas toujours de conséquences neurologiques ou comportementales, l'absence de différence acoustique rend peu probable la potentielle observation de différences neurologiques ou comportementales. La mesure de l'effet acoustique du retard de traitement doit donc être la première étape pour la compréhension de ses éventuelles conséquences neurologiques et comportementales. À cette fin, le présent article décrit les mesures acoustiques pertinentes pour l'estimation de l'impact comportemental / neural du retard de groupe. Nous utiliserons le programme **PureSound™** de l'aide auditive **WIDEX MOMENT™**, ainsi que des aides auditives haut de gamme de deux autres fabricants que nous avons déjà comparées dans des études antérieures (Kuk et al., 2020 ; Slugocki et al., 2020) à titre d'exemples. Il convient de noter que, dans cette démonstration, les aides auditives des concurrents ont été mises à niveau vers leurs modèles les plus récents.

AIDES AUDITIVES

Nous avons utilisé le programme **PureSound™** de l'aide auditive **MOMENT™** et les aides auditives haut-de-gamme récemment introduites des Fabricants 1 et 2. Toutes les aides auditives ont été programmées pour un profil de perte auditive N2 (max 40 dB) (Bisgaard et al., 2010) selon l'option d'adaptation NAL-NL2 dans leurs logiciels d'adaptation respectifs. Des tests de Larsen ont été exécutés sur chaque aide auditive. Les fonctions ont été programmées conformément aux options par défaut des fabricants, avec toutes les fonctions adaptatives définies soit sur « Activé » soit sur « Désactivé » pour évaluer l'effet de ces fonctions sur le retard de traitement. Étant donné que les résultats mesurés avec les fonctions adaptatives activées étaient identiques à ceux obtenus avec ces fonctions désactivées, nous rapportons uniquement les résultats des fonctions activées pour toutes les mesures à l'exception de la syllabe /da/, en raison de son implication directe pour les mesures d'électroencéphalographie (EEG).

MESURES ACOUSTIQUES DU RETARD DE GROUPE

1. Longueur du retard - La mesure du retard de groupe a été réalisée dans une chambre d'essai acoustique B&K (type 4222), les aides auditives testées étant connectées à un coupleur 711 fermé. Un bruit blanc a été émis à 65 dB SPL. La sortie a été

enregistrée dans le microphone de référence et le microphone du coupleur, et une fonction de transfert a été calculée pour dériver le retard de groupe. Les retards ont été calculés en bandes de 1/3 d'octave de 500 Hz à 8 000 Hz.

La Figure 1 montre que le retard de groupe mesuré avec PureSound™ (en bleu) était d'environ 0,5 ms sur toutes les fréquences, tandis que les retards des Fabricants 1 (en gris foncé) et 2 (en vert) étaient respectivement de 8 ms et 6 ms. PureSound™ et l'aide auditive du Fabricant 1 présentaient un retard relativement stable sur toutes les fréquences. Il est difficile d'expliquer pourquoi le Fabricant 2 présentait davantage de fluctuations de retard entre les fréquences. Ces fluctuations pourraient engendrer une accentuation de la perception du caractère non naturel du son.

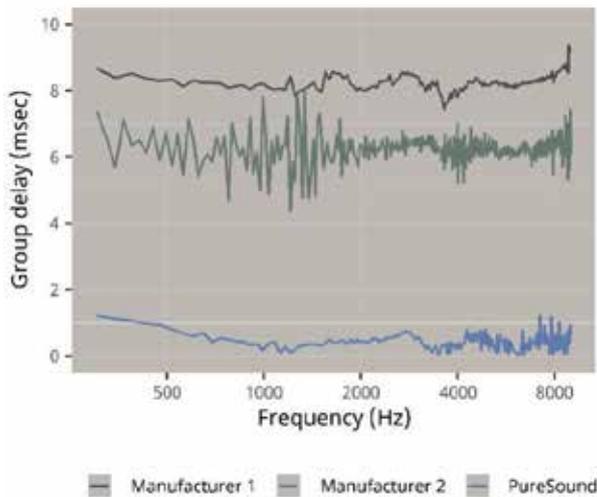


Figure 1 : Comparaison des retards de groupe entre PureSound™ et les Fabricants 1 et 2.

2. Distorsion spectrale – La distorsion spectrale liée au retard de traitement est généralement appelée effet de filtre en peigne, en raison de sa forme caractéristique qui rappelle les dents d'un peigne. Cet effet de filtre en peigne a été mesuré dans une chambre d'essai acoustique B&K (type 4222), les aides auditives testées étant connectées à un coupleur 711 ouvert afin d'inclure l'effet combiné du son amplifié des aides auditives et du son direct sur la réponse fréquence-gain. Un bruit blanc à large bande a été utilisé comme stimulus d'entrée. La fonction de gain a été dérivée de la différence entre les deux densités spectrales de puissance estimées au niveau du coupleur et du microphone de référence.

La Figure 2 compare les courbes gain-fréquence entre les trois aides auditives. Idéalement, la courbe devrait être lisse, sans les pics et creux (résonances/annulations) générés lorsque le son direct se mélange à une version amplifiée et différée de lui-même dans le conduit auditif externe. Une résonance signifie que les sons amplifié et non amplifié sont additionnés en phase, tandis qu'une annulation suggère que les deux sons sont soustraits (ou additionnés hors phase). On peut noter la forme lisse de la courbe de gain obtenue avec l'aide auditive PureSound™. En revanche, les courbes de gain des Fabricants 1 et 2 montrent des pics et creux importants.

Sur le plan de la perception, les sons au niveau des pics seront plus forts et ceux au niveau des creux seront plus faibles que le signal amplifié seul. Ceci peut entraîner la perception d'un caractère non naturel que les porteurs décrivent souvent comme « creux », « à écho » ou « métallique ».

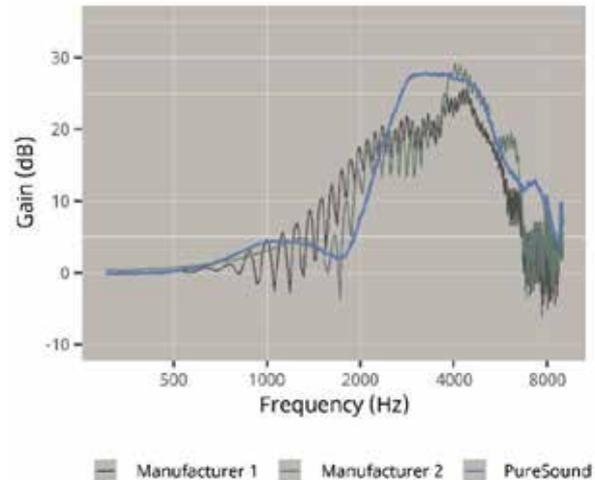


Figure 2 : Distorsion spectrale (ou effet de filtre en peigne) résultant des différents retards de groupe de PureSound™, du Fabricant 1 et du Fabricant 2.

3. Distorsion de la fréquence fondamentale (F0) dans /da/

– La fréquence fondamentale (F0) d'un locuteur est une information importante de la parole qui contribue à l'analyse de la scène auditive (Bregman, 1990). De plus, il a été démontré que le bon encodage neural de cette information était corrélé avec les capacités de compréhension de la parole dans le bruit des auditeurs (Skoe and Kraus, 2010). Il est plausible que le mélange du son non amplifié et du son amplifié différé déforme l'enveloppe temporelle et affaiblisse l'encodage neural de la F0.

Pour déterminer si le retard de groupe affecte la F0, nous avons utilisé une syllabe /da/ synthétisée (durée = 50 ms ; fs = 20 kHz) émise à 70 dB SPL sur KEMAR, placé dans une chambre anéchoïque en condition de non-appareillage et en condition d'appareillage (PureSound™, Fabricants 1 et 2) avec utilisation de dômes ouverts.

Comme indiqué plus haut, les aides auditives des Fabricants 1 et 2 ont été testées à la fois avec leurs fonctions adaptatives activées et désactivées. La présentation finale de /da/ a été sélectionnée comme la plus représentative de l'état de traitement stabilisé de chaque aide auditive. L'enveloppe de cette unité /da/ finale a ensuite été dérivée du signal d'enregistrement à l'aide de la transformée de Hilbert. Les enveloppes ont été comparées entre les différentes conditions d'appareillage.

La Figure 3A compare l'enveloppe temporelle dérivée des réponses enregistrées sur le KEMAR entre la condition d'origine et les trois différentes conditions d'appareillage avec fonctions activées et désactivées. L'enveloppe, qui représente la fréquence fondamentale, est présentée en rose, tandis que la forme d'onde réelle est présentée en gris.

La figure montre que l'enveloppe du programme PureSound™ est bien alignée avec le son d'origine, tandis que les enveloppes des Fabricants 1 et 2 présentent une amplitude plus faible et sont moins bien alignées avec les pics de l'enveloppe du son d'origine. La Figure 3B facilite la comparaison en superposant les 4 enveloppes au sein d'une même figure avec les fonctions activées et désactivées. Il n'y a quasiment aucune différence entre les enveloppes avec fonctions activées (à droite) et désactivées (à gauche).

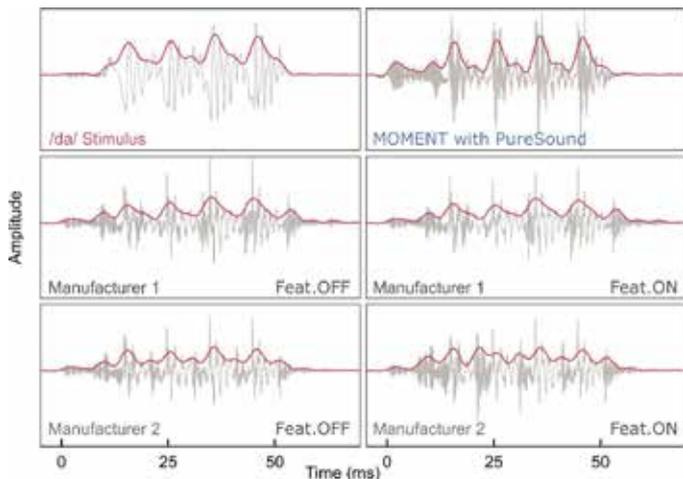


Figure 3A : Comparaison de l'enveloppe temporelle dérivée de la réponse d'origine et des réponses en différentes conditions d'appareillage.

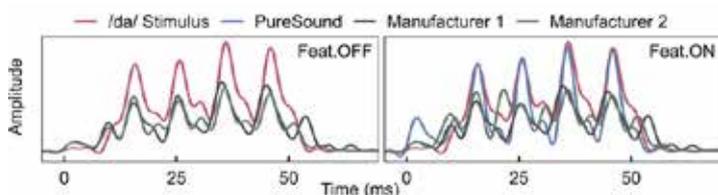


Figure 3B : Comparaison et superposition des quatre enveloppes avec les fonctions désactivées (à gauche) et activées (à droite).

DISCUSSION

Ces mesures acoustiques confirment une différence de retard de groupe entre le programme PureSound™ de l'aide auditive MOMENT™ et les programmes par défaut des Fabricants 1 et 2. Les retards sont compris entre 0,5 ms pour le programme PureSound™ et 8 ms pour l'appareil haut de gamme du Fabricant 1. La différence de retard entraîne des différences acoustiques mesurables dans les spectres sonores (Figure 2). Elle affecte également l'enveloppe de la syllabe /da/, ce qui entraîne une représentation dégradée de la fréquence fondamentale (F0), une information importante pour l'analyse de la scène auditive (Figure 3). La distorsion spectrale (résonance et annulation des fréquences du son naturel) générée par le retard de groupe peut entraîner une qualité sonore dégradée, avec un son décrit par des termes tels que creux, à écho, métallique et non naturel.

On peut également observer dans la présente étude que l'ampleur de la distorsion spectrale et temporelle mesurée avec les Fabricants 1 et 2 reste la même indépendamment de l'activation des fonctions adaptatives employées dans les aides auditives (Figure 3B).

Ceci suggère que l'impact du retard de traitement sera le même quel que soit l'état de l'aide auditive. Ceci démontre également que chez les deux fabricants que nous avons comparés le retard de groupe est une propriété inhérente des aides auditives, qui n'est pas affectée par le traitement adaptatif. En d'autres termes, il n'existe pas de mécanisme ou de paramètre / état dans les aides auditives des Fabricants 1 et 2 qui permettrait une modification du retard perçu par les porteurs. Nous avons mesuré antérieurement les effets acoustiques du retard de groupe dans plusieurs aides auditives haut de gamme. Ces aides auditives ont été mises à niveau récemment, et leurs fabricants ont avancé qu'elles intégraient un traitement plus intelligent et sophistiqué. On peut raisonnablement se demander si

cette amélioration du traitement pourrait raccourcir le retard de groupe et générer un son plus « naturel » par rapport aux modèles précédents. Si l'on compare les Figures 1 et 2 à celles de Balling et al. (2020) sur le retard et la distorsion spectrale, on constate qu'elles sont fondamentalement identiques.

La Figure 4 suivante compare les enveloppes temporelles du stimulus /da/ non aidé à celle mesurée avec le programme PureSound™ (graphique du haut) et à celles des Fabricants 1 (graphique du milieu) et 2 (graphique du bas), ces dernières avec la version antérieure (ligne pointillée) et la version récemment introduite (ligne continue) de leurs produits haut-de-gamme. Avec des exceptions mineures, les enveloppes acoustiques de la syllabe /da/ mesurées avec les produits haut-de-gamme antérieurs sont identiques à celles des produits actuels des Fabricants 1 et 2. Ceci suggère que leur traitement plus récent ne corrige pas le retard de groupe et n'améliore pas la qualité de préservation du signal naturel.

Slugocki et al. (2020) ont utilisé la réponse d'adoption d'enveloppe (EFR, « Envelope Following Response ») pour comparer le codage neural d'une syllabe /da/ chez les utilisateurs du programme PureSound™ et chez ceux portant la dernière génération d'aides auditives haut de gamme des Fabricants 1 et 2. Leurs données ont montré que l'EFR était plus forte avec le programme PureSound™, suivi par les Fabricants 1 et 2. Ces résultats suggèrent un « verrouillage de phase » plus fort de la réponse neurale avec l'enveloppe de parole dans le programme PureSound™ que dans les deux autres aides auditives. Les résultats soutiennent également une meilleure représentation neurale de l'information F0 et une potentielle meilleure capacité de compréhension de la parole dans le bruit chez les utilisateurs du programme PureSound™. Étant donné qu'il est bien établi que l'EFR suit les périodicités du signal audio émis (pour une étude, voir Skoe & Kraus, 2010), on pourrait s'attendre à voir des résultats similaires en comparant les EFR induites par le programme PureSound™ et par les produits haut-de-gamme récemment introduits des Fabricants 1 et 2 mesurées dans le présent rapport. En d'autres termes, le traitement dans leurs appareils plus récents ne préserve toujours pas le caractère naturel des signaux entrants.

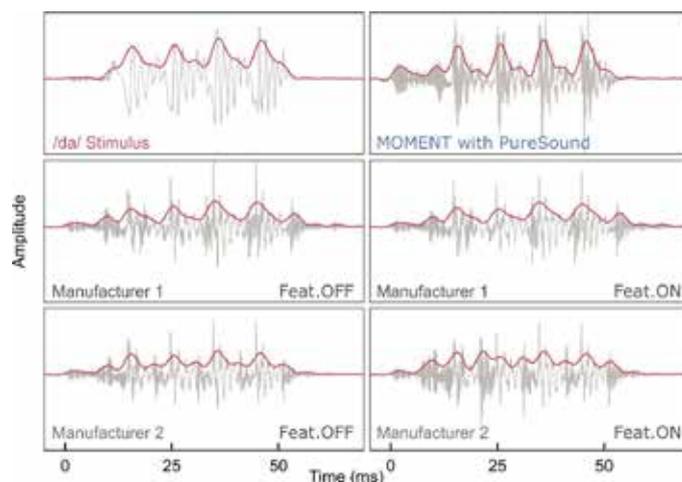


Figure 4 : Enveloppe de la syllabe synthétisée /da/ mesurée sur KEMAR sous différentes conditions d'aides auditives. La ligne rose représente la réponse d'origine, et les différentes couleurs représentent les différentes aides auditives testées. Les lignes pointillées représentent les mesures acoustiques des versions antérieures des Fabricants 1 et 2 rapportées par Slugocki et al. (2020), et les lignes continues correspondent aux mesures actuelles.

CONCLUSION

Ces mesures montrent que le retard de groupe altère significativement les aspects spectraux et temporels des sons amplifiés (dont la parole) dans les adaptations ouvertes au niveau du conduit auditif externe du porteur, avec pour résultat une entrée moins naturelle traitée par le cerveau. Ceci peut entraîner une dégradation de la qualité du son et de la compréhension de la parole. Les mesures montrent également que les versions plus récentes des aides auditives des Fabricants 1 et 2 conservent un retard de traitement identique à celui des modèles antérieurs, avec les mêmes conséquences acoustiques. Étant donné que ces mesures acoustiques sont similaires à celles précédemment réalisées sur les modèles antérieurs, on peut prévoir que les différences comportementales et neurales observées dans les études antérieures sur les aides auditives MOMENT™ (Balling et al., 2020 ; Kuk et al., 2020 ; Slugocki et al., 2020) seront conservées avec ces modèles plus récents.

RÉFÉRENCES

- Balling L.W., Jensen N., Caporali S., Cubick J., & Switalski W. (2019). Challenges of instant-fit ear tips: What happens at the eardrum? *Hearing Review*, 26(12), 12–15.
- Balling L.W., Townend O., Stiefenhofer G., & Switalski W. (2020). Reducing hearing aid delay for optimal sound quality: a new paradigm in processing. *Hearing Review*, 27(4), 20–26.

- Bisgaard N., Vlaming M., & Dahlquist M. (2010). Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends in Amplification*, 14(2), 113–120.
- Bregman A.S. (1990). *Auditory Scene Analysis: The Perceptual Organization of Sound*. Cambridge, Mass.: Bradford Books, MIT Press.
- Kuk F., Ruperto N., Slugocki C., & Korhonen P. (2020). Efficacy of Directional Microphones in Open Fittings Under Realistic Signal-to-Noise Ratios Using Widex MOMENT™ Hearing Aids. *Hearing Review*, 27(6), 20–23.
- Schepker H., Denk F., Kollmeier B., & Doclo S. (2019). Subjective Sound Quality Evaluation of an Acoustically Transparent Hearing Device. *Proceedings of the AES International Conference 2019*.
- Skoe E., & Kraus N. (2010). Auditory brainstem response to complex sounds: a tutorial. *Ear and Hearing*, 31(3), 302–324.
- Slugocki C., Kuk F., Korhonen P., & Ruperto, N. (2020). Neural encoding of the stimulus envelope facilitated by Widex ZeroDelay™ technology. *Hearing Review*, 27(8), 28–31.
- Souza P., Wright R., Blackburn M., Tatman R., & Gallun F. (2015). Individual sensitivity to spectral and temporal cues in listeners with hearing impairment. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 58(2), 520–534.
- Stone M., & Moore B. (1999). Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses. *Ear and Hearing*, 20(3), 182–192.
- Stone M., & Moore B. (2002). Tolerable hearing aid delays. II. Estimation of limits imposed during speech production. *Ear and Hearing*, 23(4), 325–338.
- Stone M., Moore B., Meisenbacher K., & Derleth R. (2008). Tolerable hearing aid delays. V. Estimation of limits for open canal fittings. *Ear and Hearing*, 29(4), 601–617.
- Strom K. (2019). Hearing aid sales increase by 3.8% in first half of 2019. *Hearing Review*, 26(8), 6.

Annonces OFFRE D'EMPLOI



AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA

AIX / DRAGUIGNAN / NICE / SAINT-RAPHAËL / PERTUIS

REJOIGNEZ-NOUS !

- ✓ Empathiques et à l'écoute des besoins de vos patients,
- ✓ Motivés pour rejoindre un réseau régional dynamique,
- ✓ Plateaux techniques performants et innovants,
- ✓ Focus sur l'appareillage : gestion, investissements, administratif gérés pour vous,
- ✓ Respect des pratiques professionnelles, individualisation de l'offre, l'humain avant tout !

-  **CDI**
Statut Cadre
-  **55-70K€ annuels brut**
Fixe + variable
-  **Centres certifiés**
Bureau Veritas Quali'Audio
-  **Entreprise responsable**
Socialement engagée
-  **Chèques déjeuner**
Comité d'entreprise
Nombreux avantages
-  **Région privilégiée**
Soleil, mer & montagne

ENVOYEZ VOTRE CV À : RECRUTEMENT@LAMUT.FR








MUTUALITÉ FRANÇAISE

www.lamut.fr
Organisme agréé par le Code de la Mutualité
N° 00000 012 000 011





ON RECRUTE UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE

Rejoindre PréviFrance, c'est l'opportunité de vous épanouir dans un **environnement stimulant**, de partager vos compétences, de **réaliser vos ambitions** et de booster votre esprit d'équipe. Autant de valeurs qui animent au quotidien ses 450 collaborateurs !

1^{ère} MUTUELLE
INDÉPENDANTE

219 M€
DE CHIFFRE
D'AFFAIRES

366 000
Personnes
PROTÉGÉES

12 000
entreprises
ADHÉRENTES

PROFIL RECHERCHÉ :

- 3 à 5 ans d'expérience souhaitée
- Rigueur, exigence technique, qualités de gestionnaire
- Passionné(e), sens du service, qualités humaines

-  **CDI**
Rémunération attractive
Statut cadre
-  **Ouverture de centre**
Mont-de-Marsan (40)

Exprimez votre talent et investissez-vous au sein d'une structure dynamique et engagée, dans une région attractive !

Postulez à : candidatures.humancap@gmail.com




PREVI.FRANCE.FR



signia

80%

des utilisateurs
préfèrent
Signia AX⁽¹⁾

+3,9dB

de RSB
(Rapport Signal
sur Bruit)⁽²⁾

+2,9dB

de niveau
de bruit
acceptable⁽²⁾

Be
Brilliant™



L'Audition Augmentée par Signia.

Une approche révolutionnaire du traitement du signal.

signia-pro.com

* Révélez-vous. ⁽¹⁾ Selon l'étude "Enhancing Real-World Listening and Quality of Life with New Split-Processing Technology" - Niels Sogaard Jensen, MSc, Leanne Powers, AuD, Sascha Haag, MBA, Philippe Lantin, AuD, Erik Harry Høydal, AudiologyOnline Sept 2021/ ⁽²⁾ Selon l'étude "Measuring the effect of adaptive directionality and split processing on noise acceptance at multiple input levels" - Francis Kuk, Christopher Slugocki, Neal Davis-Ruperto & Petri Korhonen, International Journal of Audiology, Jan 2022. Ces produits sont destinés aux personnes souffrant de troubles de l'audition. Caractéristiques techniques disponibles sur le site internet. Pour un bon usage, veuillez consulter les manuels d'utilisation. Les aides auditives et l'application Signia App sont des dispositifs médicaux de classe IIa. Les chargeurs nomade, standard, Dry&Clean, sont des dispositifs médicaux de classe I. TÜV SÜD, CE 0123. Les fabricants légaux sont WSAUD A/S et Signia GmbH. Les marques et symboles Bluetooth® sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par WSAUD A/S sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Android, Android robot et Google Play sont des marques déposées de Google Inc. Apple App Store est une marque déposée d'Apple Inc. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Les aides auditives sont des dispositifs médicaux remboursés par les organismes d'assurance maladie. Classe 1 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336246, droite / 7336223, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7336200, droite / 7336230, gauche (350 €). Classe 2 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336163, droite / 7336140, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7379971, droite / 7336186, gauche (350 €). 03/2022 © WSAUD A/S.



evolv^{AI}

Une nouvelle ère arrive.



Une technologie facile à adapter grâce au nouveau Starkey Sound™, garantissant une excellente qualité sonore et de meilleures performances en milieu bruyant.



Pour en savoir plus, visitez starkeyfrancepro.com ou contactez dès à présent votre responsable régional.