

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Mars / Avril 2023 - Vol 36 - N°2 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR



DOSSIER
ENSEIGNEMENT
POST-UNIVERSITAIRE :
RÉSUMÉS DES MÉMOIRES
D'AUDIOPROTHÈSE

MÉTIER ET TECHNIQUE
L'EFFET FILTRE PEIGNE
EN AUDIOPROTHÈSE

CAS CLINIQUE
& IMPLANT COCHLÉAIRE
NEUROPATHIE AUDITIVE ET
IMPLANTATION COCHLÉAIRE

REVUE DE LITTÉRATURE
SCIENTIFIQUE ET MÉDICALE
UN ÉCLAIRAGE SUR LES FUTURS
IMPLANTS COCHLÉAIRES « LUMINEUX »

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS

Gestion des patients acouphéniques :

d'après l'article de Dr Dany Pineault, AuD

Dans le cadre de la semaine mondiale des acouphènes, Natus vous propose ici des extraits choisis d'un article du Dr Dany Pineault, Audiologiste, qui partage sa veille informationnelle et éducative autour de la prise-en-charge des acouphènes fondée sur les preuves de la littérature actuelle.

Véritables experts des troubles de l'audition, les audioprothésistes sont pourtant parfois réticents à assumer ce rôle pour les patients souffrant d'acouphènes. Le manque de formation spécialisée, les contraintes de temps et le manque de consensus universel des meilleures pratiques sont fréquemment cités comme des obstacles. Ils se sentent souvent mal outillés pour soutenir les patients en détresse.

Définition et systèmes de classification des acouphènes

Les acouphènes subjectifs sont les plus courants et ne sont audibles que par les patients contrairement aux acouphènes objectifs. Bien que les mécanismes neuronaux exacts restent à confirmer, les chercheurs ont pu mesurer une augmentation des taux de décharges spontanées dans plusieurs structures du système auditif central telles que le noyau cochléaire dorsal, le thalamus et le cortex auditif. Au tableau clinique, il faut ajouter une liste de troubles associés tels que : un niveau élevé de stress quotidien, des difficultés de sommeil, de l'anxiété et de la dépression, une sur-vigilance, l'évitement des milieux bruyants, l'usage abusif de protections sonores...etc. Malheureusement, il a été prouvé que le recours systématique à ces comportements augmente la perception et la gravité des acouphènes.

Le cercle vicieux de la perception des acouphènes

Une réponse émotionnelle est déclenchée lorsque le cerveau commence à concentrer une quantité importante d'attention sur l'acouphène. Les pensées négatives associées aux acouphènes entraînent souvent une détresse qui, à son tour, se traduit par un symptôme plus perceptible et intrusif. C'est ce que l'on appelle le cercle vicieux des acouphènes. Plusieurs études d'IRM fonctionnelle ont révélé une connectivité accrue dans les régions cérébrales non auditives impliquées dans la mémoire, l'attention et les émotions.

Évaluation complète des acouphènes : 3 axes

Les acouphènes sont associés à une multitude de conditions non auditives telles que la perte d'audition, l'hyperacousie, les vertiges, le stress, l'anxiété, la dépression et l'insomnie pouvant exacerber la détresse associée. Il est donc essentiel d'étendre le processus d'évaluation aux trois axes suivants :

l'évaluation auditive, l'évaluation des acouphènes et le dépistage du bien-être mental.

- **L'évaluation auditive (axe I) :** Audiométrie tonale, vocale, vocale dans le bruit, seuil d'inconfort ou de confort maximum et impédancemétrie sont nécessaires avec toutes les précautions et adaptations selon la sensibilité du patient (hyperacousie...). L'audiométrie haute fréquence et les mesures OEA sont également recommandées en cas de seuils normaux.
- **L'évaluation des acouphènes (axe II) :** Une évaluation objective via l'acouphénométrie et une évaluation subjective via des questionnaires sur la gêne liée aux acouphènes mais aussi sur l'état d'anxiété ou de dépression du patient.
- **Le dépistage du bien-être mental (axe III) :** Le conseil ou counseling : La valeur thérapeutique du conseil pour les patients souffrant d'acouphènes est primordiale. Le conseil va s'appuyer sur l'information, l'adaptation personnelle (gestion du stress), le lien émotionnel avec empathie entre patient et professionnel, l'écoute attentive, et l'optimisme et la vulgarisation des informations.



Le choix de l'amplification

Elle passera, selon les profils par l'aide auditive classique, ou un implant osseux ou d'oreille moyenne, et dans certains cas bien définis par l'implant cochléaire. Il s'agit de maximiser l'amplification des sons de faible niveau, minimiser la réduction du bruit de fond pour maximiser les avantages des "effets de masquage" et maintenir des niveaux de sortie maximum acceptables, en particulier pour les patients hyperacousiques. Les mesures in-vivo (grâce à l'Aurical Freefit par exemple) sont également essentielles pour le succès de l'adaptation en s'assurant que les entrées de faible niveau dépassent les seuils d'audition des patients, en particulier dans la région des fréquences où les acouphènes sont perçus.

Thérapie sonore

Appareils combinés, dispositifs d'enrichissement sonore (ex: les enceintes d'oreiller, les téléphones de sommeil, les ventilateurs et les applications de bruit blanc) et programmes sonores propriétaires sont disponibles.

Audiomètre Madsen Astera² incluant l'audiométrie HF et l'acouphénométrie avec questionnaire THI.



L'Aurical Freefit pour le réglage optimal de l'amplification et générateur de bruit.

hba
hearing & balance academy

Retrouvez l'intégralité de l'article et les références bibliographiques



Webinaire "La boîte à outil acouphènes"



Les Cahiers de l'Audition

Vol 36 - N°2 - Mars / Avril 2023

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 Stéphane, 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 Benoît, SELDRAN Fabien, 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 †,
THIBAUT Philippe, 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

7

- Analyse du rôle de l'orthophoniste dans la collaboration triangulaire avec l'audioprothésiste et le médecin ORL. *Emeline JOUANNE* 7
- Amélioration du RSB en sortie d'aides auditives. Pourquoi ? Comment ? Combien ? Jusqu'où ? *Benoit LAVERGNE* 15
- Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant : « application des recommandations de réglages ». *Adélaïde MULFINGER* 26

Métier et technique

36

- L'effet filtre peigne en audioprothèse. *Fabien SELDRAN*

42 Cas clinique

- Neuropathie auditive. Appareillage auditif et Implantation cochléaire. Intérêt du bilan génétique dans la pratique clinique. *Natalie LOUNDON, Arnaud COEZ*

Implant cochléaire

46

- Neuropathie auditive et Implantation cochléaire : résultat chez un patient de 6 ans porteur d'une mutation du gène qui code pour l'otoferline. *Natalie LOUNDON, Arnaud COEZ*

Revue de littérature scientifique et médicale

48

- Un éclairage sur les futurs implants cochléaires « lumineux ». *Fabrice GIRAUDET*

Veille technique

Les innovations
des industriels

51



S'appuyant sur 75 ans d'innovation, Phonak a à cœur de préserver la qualité de vie en ouvrant la voie à de nouveaux mondes acoustiques.

Aujourd'hui comme demain, nous nous efforçons de proposer le plus large portefeuille de solutions auditives innovantes et continuons à nous concentrer sur l'essentiel : améliorer la compréhension vocale, changer la vie des personnes et avoir un effet positif sur la société dans son ensemble.

L'association de cette philosophie et des technologies modernes nous a permis de développer une aide auditive d'avant-garde pour se plonger et participer pleinement aux conversations : Lumity.

LE MOT DU PRÉSIDENT

"Je vous retrouve avec beaucoup de plaisir pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Il met amplement à l'honneur les travaux universitaires de nos étudiants et tout particulièrement les mémoires de ceux qui ont été diplômés en 2021. "



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse

Chers Collégiens,
Chers Confrères,
Chers Étudiants,

Je vous retrouve avec beaucoup de plaisir pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Il met amplement à l'honneur les travaux universitaires de nos étudiants et tout particulièrement les mémoires de ceux qui ont été diplômés en 2021. De nombreux autres sujets passionnants vous attendent dans cette édition datée de mars-avril 2023! Elle sera largement distribuée au cours de la 43e édition du Congrès des Audioprothésistes.

Second événement majeur de la profession après l'EPU, le Congrès des Audioprothésistes vous offrira un large choix de conférences, ateliers, tables-rondes tant techniques que politiques et des modules de formation agréés DPC.

Je tiens à féliciter très chaleureusement son dynamique président Brice Jantzem qui ne ménage pas ses forces pour que ce Congrès soit une réussite pour l'ensemble de la profession. C'est avec un immense plaisir que les collégiens actifs lors de cette manifestation vous accueilleront pour échanger avec vous. Aussi, je tiens à les saluer et à les remercier vivement pour leur implication, leur dynamisme et leur professionnalisme dès lors qu'un rendez-vous touchant à l'audiologie se déroule.

Alors que le premier trimestre de l'année 2023 touche à sa fin, comment ne pas évoquer le dossier de la réingénierie de la formation des audioprothésistes? Attendue de longue date, nous l'appelons de nos vœux afin d'aller vers la reconnaissance au grade de licence tout en favorisant le développement d'une offre de masters spécialisés et le renforcement des mutualisations et des passerelles avec les autres formations paramédicales. Il consiste également à faire entrer le Système européen de transfert et d'accumulation de crédits ECTS, afin de répondre au besoin d'harmonisation des diplômes au niveau européen et à la libre circulation des étudiants dans le cadre du programme Erasmus. Malheureusement, peu d'avancées significatives ont été réalisées à ce jour, mais la volonté politique rejoint notre implication dans ce projet de longue haleine. Ensemble, et avec le concours du tout nouveau Conseil des centres de formation des universités françaises en audioprothèse (CCFUA), nous œuvrons à ce que ce projet – inachevé en 2011 – puisse aboutir et être mis en place au moment de la rentrée 2024. Sans oublier la forte mobilisation de la FNEA, dont j'entends les propositions avec une oreille très attentive.

Ce projet s'inscrit plus que jamais dans l'ADN du Collège qui est de veiller à la qualité technique, scientifique, pédagogique et déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste au bénéfice de nos patients et de la confiance qu'ils placent en nous. C'est le gage d'une excellente observance et d'une satisfaction vis-à-vis de notre mission de professionnels de santé qui à bien des égards, revêt une dimension de santé publique.

À toutes et tous, je vous souhaite une très belle lecture de ce numéro des Cahiers de l'Audition!

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Del Rio'.

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 300 centres en France, nombreuses acquisitions et ouvertures dont «World of Hearing*»
concept pionnier de centre misant sur l'expérience auditive et l'innovation.
- **Proche de ses audioprothésistes**
formation continue, matériel de pointe, communauté d'experts.
- **Proche de ses clients**
accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme d'aides la plus complète du marché.

Envie de nous rejoindre ?

Contactez : Inès Coste - HR Business Partner

Mail : recrutement@auditionsante.fr

Tel : 07 50 66 52 49

Rejoignez-nous et venez tester vos
connaissances audio au
**Congrès des Audioprothésistes les
16 et 17 mars 2023
au Palais des Congrès de Paris
stand n°A8**

*Traduction française : le monde de l'audition.

Sonova Audiological Care France SAS, au capital social de 58 800 000€ -
RCS 423 228 915, 1134 Chemin du Bartassec 46000 CAHORS.

AuditionSanté

Laboratoire de correction auditive



EDITORIAL

PAR

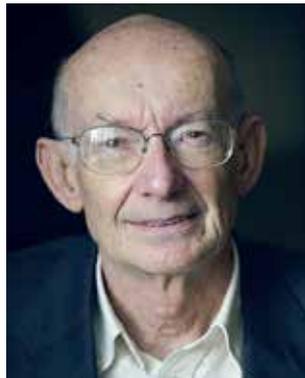
Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef

Les évolutions que les étudiants en audioprothèse et en orthophonie se préparent à rencontrer dans l'exercice de leur futur métier portent sur la technique des audioprothèses, bien sûr, mais aussi sur la gestion des situations auxquelles les patients vont se trouver confrontés. Celle-ci concernent de plus en plus les professionnels dans tous les domaines de l'audiologie. Ainsi, les médecins ont parfois besoin d'affiner leur diagnostic, mais aussi mieux évaluer les besoins individuels des patients. Les orthophonistes aussi ont vu évoluer les besoins de pair avec les techniques dont bénéficient leurs patients: il n'est plus concevable qu'un patient implanté cochléaire adulte se voie proposer une série de séances, tant il est bien admis que l'adaptation à un nouveau codage se prête mal à une démarche 100% autodidacte. Qu'en est-il alors de sujets appareillés de manière "conventionnelle", mais avec des appareils truffés d'algorithmes innovants censés s'adapter à des situations complexes: peuvent-ils être 100% autodidactes même avec des visites régulières chez leur audioprothésiste? Enfin, les audioprothésistes ont de plus en plus besoin non seulement d'assumer leur place sans cesse évolutive dans un environnement pluridisciplinaire avec des échanges renforcés avec les deux précédentes professions, mais aussi d'entrer dans les détails techniques fins que les appareils actuels mettent en œuvre, pas toujours de manière évidente. Il est donc normal et rassurant que les mémoires de fin d'étude abordent des sujets de plus en plus riches de questions scientifiques.

Dans le présent numéro, Emeline Jouanne, dans son mémoire de fin d'études d'orthophonie, s'interroge sur la collaboration que pourraient instaurer les orthophonistes avec les audioprothésistes et médecins ORL, dans le cadre de la presbycusie. Elle a donc procédé à la présentation de questionnaires destinés aux différents protagonistes. Leur manque de connaissances contraste avec les résultats des études mesurant le bénéfice d'une prise en charge orthophonique pour tenter d'aider les patients à surmonter des obstacles. L'auteure souligne aussi la disponibilité croissante de logiciels de rééducation et d'entraînement auditif, qui permettent une grande souplesse matérielle dans l'organisation de séances. On peut espérer que la combinaison de solutions éprouvées et de nouveaux outils offre aux patients en difficulté des voies d'amélioration inespérées il y a quelques décennies.

Benoît Lavergne, pour sa part, a effectué une revue de la littérature scientifique portant sur l'amélioration du rapport signal-sur-bruit en sortie d'aides auditives. Ce thème soulève de nombreuses questions, parmi lesquelles le choix de métriques, objectives et subjectives, l'intégration de la notion d'effort d'écoute, mais aussi des préférences du sujet en



termes de clarté, de qualité sonore (notions qui restent à définir plus objectivement, du reste). Malheureusement pour l'utilisateur, l'amélioration de l'intelligibilité et l'amélioration du confort d'écoute ne vont pas de pair. Les algorithmes ont souvent des conséquences bénéfiques seulement dans des situations bien précises (notamment, en laboratoire), qui se transforment en inconvénients dans d'autres circonstances (notamment, dans la vraie vie). D'ailleurs le thème abordé par Fabien Seldran (en dehors du dossier de ce numéro, bien sûr, car la longue expérience professionnelle de Fabien n'en fait plus un auteur de mémoire

de fin d'études !) soulève une question analogue, celle des effets indésirables d'une disposition au demeurant favorable. Il s'agit de l'appareillage ouvert qui passe les sons graves en direct et les sons aigus via l'amplification par l'appareil auditif. Ceci crée un effet de filtre en peigne délétère, à cause de l'inévitable délai de traitement des appareils. L'exposé très pédagogique de Fabien Seldran permet d'analyser le problème et quelques solutions.

Enfin, Adélaïde Mulfinger, inspirée par la proximité entre son lieu d'étude et l'Institut de Recherche sur la Sécurité au travail, l'INRS de Nancy, s'est interrogée sur l'aspect naturellement protecteur d'un appareillage auditif utilisé en milieu professionnel bruyant. Un juste retour car autrefois, la surdité était considérée comme un atout à l'embauche dans un atelier bruyant: plus on était sourd, moins l'employeur se sentait obligé de prendre des mesures protectrices, considérant que la surdité offrait une protection naturelle, alors que la physiologie dicte la règle inverse... Ce mémoire présente comment la programmation spécifique, ajoutée à l'utilisation des embouts étanches, protège les salariés des nuisances sonores, tout en contribuant à une meilleure compréhension des conversations et à la détection des signaux d'alerte de danger. Ceci se fait activement, de par la capacité des algorithmes de l'appareil à gérer les sons forts notamment impulsionnels.

Si les avancées décrites dans ce numéro aboutissent à des réels progrès dans la prise en charge rationnelle des utilisateurs, elles n'en nécessitent pas moins une compétence approfondie car leur maîtrise ne va pas de soi, elle repose sur la mise en œuvre expérimentée et réfléchie de compromis entre performances contradictoires. C'est dans ce sens, un besoin accru de compétences pratiques multidisciplinaires, qu'évoluent d'ailleurs toutes les professions de l'audiologie. L'algorithme livré à lui-même a souvent des inconvénients liés à ses avantages qui exige une utilisation dosée "à la main".



LA PERFECTION DU SON NATUREL

WIDEX SOUND ASSIST™ LE MICRO-PARTENAIRE MULTIFONCTION 5 EN 1

Découvrez **la révolution Widex Sound Assist™**, le micro-partenaire **multifonction 5 en 1**, discret et design. Micro-partenaire, microphone de table, kit mains-libres, streaming Bluetooth®, télécommande, et Bobine T, le Widex Sound Assist est l'accessoire parfait pour les utilisateurs actifs à la recherche d'une **communication plus fluide** et d'un rapport signal sur bruit optimisé.

WIDEX

SOUND LIKE NO OTHER*

* UN SON COMME AUCUN AUTRE

ANALYSE DU RÔLE DE L'ORTHOPHONISTE DANS LA COLLABORATION TRIANGULAIRE AVEC L'AUDIOPROTHÉSISTE ET LE MÉDECIN ORL



Auteur
Emeline JOUANNE

Diplômée de l'école
d'audioprothèse
J.E. Bertin de Fougères.
Ce mémoire a été réalisé
sous la direction de
Monsieur Jean Pierre FOGEL.

Avec l'augmentation de l'espérance de vie, la presbycousie a pris une importance considérable ces dernières années. S'il est souvent admis que la réponse à une déficience auditive est l'appareillage, il en est autrement pour la rééducation orthophonique. De plus, si actuellement les échanges entre les audioprothésistes et les médecins ORL sont entrés dans les mœurs pour une prise en charge optimale des patients, il n'en est pas de même quant à leur collaboration avec les orthophonistes. C'est dans ce sens que quatre questionnaires ont été établis à destinations des audioprothésistes, des orthophonistes spécialisés en surdité et des patients pratiquant ou non des sances de r ducation orthophonique ainsi qu'une interview auprès de deux médecins ORL. Il s'agit de sondages anonymes composés de questions ouvertes ou fermées, à choix simples ou multiples ayant pour objectif d'établir un état des lieux de cette pratique.

INTRODUCTION

La presbycousie est une maladie sous-estimée. On ignore souvent ses redoutables conséquences. Il s'agit d'une perte neurosensorielle progressive et constante de l'audition provoquée par le vieillissement naturel de l'oreille interne. Elle est généralement bilatérale, symétrique et se caractérise par une perte auditive prononcée sur les fréquences aigües, nécessaire à la compréhension de la parole. Aujourd'hui, on compte plus de 12 millions de presbycousiques en France.

Leusie S. et al. ¹, soutiennent que la presbycousie comporte trois périodes d'une dizaine d'années chacune : la première étant muette, la seconde représentant la période clinique puis appar it celle des complications. Ses conséquences ne menacent pas uniquement l'autonomie et la qualité de vie des personnes âgées. De nombreuses études ont mis en évidence un lien entre la presbycousie et la démence (Pouchain D. et al ² et Lin et al., 2011 ³) tandis que d'autres mettent en avant ses conséquences comme l'isolement social (Kramer et al., 2002 ⁴), la diminution des capacités cognitives (MP Van Boxtel, 2000 ⁵ et Tun et al., 2009 ⁶) et un déclin fonctionnel général (Strawbridge et al., 2000 ⁷). Toutes ces études soutiennent donc l'importance de prévenir et de traiter la déficience auditive avec une prise en charge multidisciplinaire par le médecin traitant, le médecin ORL¹, l'audioprothésiste, l'orthophoniste et un(e) psychologue.

Le traitement optimal repose ainsi dans un premier temps sur un appareillage délivré par l'audioprothésiste. Grâce à une collaboration étroite entre le médecin ORL et l'audioprothésiste, la prise en charge des malentendants est performante et amène à de bons résultats. L'appareil auditif apporte des informations sonores que le patient ne percevait plus ce qui le rend indispensable, mais exige une période d'apprentissage nécessaire. Sans cela, il peut représenter une g ne et être laissé

de côté, car les patients ne parviennent pas à s'habituer aux nouvelles perceptions qui deviennent vite synonymes de bruits inconfortables. Seul un travail de remobilisation des fonctions psychoacoustiques amènera un confort. C'est ainsi que le médecin ORL établi le diagnostic précis de la perte auditive, l'audioprothésiste permet l'amélioration de la perception auditive via l'appareillage et l'orthophoniste propose un travail de r ducation de la compréhension.

Or, actuellement, la r ducation orthophonique est très répandue pour la prise en charge de l'enfant sourd ou de l'adulte implanté cochléaire avec des résultats probants, mais ne concerne qu'une minorité de patients presbycousiques porteurs d'aides auditives classiques. Ils sont généralement appareillés sans prescription d'un bilan orthophonique qui permettrait de prédire et vérifier l'efficacité de l'appareillage sur le plan de la communication fonctionnelle et d'apporter une prise en charge complète de la surdité du patient.

Pourtant, plusieurs études dans la littérature ont prouvé une amélioration de la reconnaissance de la parole dans le calme et dans le bruit après un entraînement auditif (Henshaw et al. (2013) ⁸ et Burk et al. (2006) ⁹) ou encore grâce au travail de la lecture labiale dans le processus d'adaptation des aides auditives. Il s'agit d'une stratégie de communication importante pour les malentendants qui vient soutenir l'appareillage. En effet, la perte auditive liée à l'âge est associée à une augmentation compensatoire de l'intégration audiovisuelle et de la réorganisation neuronale. L'étude de Schultes et al. (2020) ¹⁰ suggère « qu'avec la progression de la perte auditive liée à l'âge non traitée, le couplage fonctionnel au repos diminue, affectant la connectivité des réseaux cérébraux et des zones associées aux processus attentionnels, visuels, sensorimoteurs et moteurs. En particulier, les réductions de connectivité entre les zones auditives et motrices étaient

«...LA R EDUCATION
ORTHOPHONIQUE...
ne concerne qu'une minorité de
patients presbycousiques porteurs
d'aides auditives classiques.»

liées à une intégration audiovisuelle plus forte trouvée avec une perte auditive croissante ». C'est pourquoi les personnes malentendantes ont souvent le réflexe de regarder les lèvres de leur interlocuteur pour compenser le manque d'information auditive dû à leur perte d'audition. En revanche, si certains l'apprennent spontanément, pour d'autres personnes cet apprentissage n'est pas aussi naturel. Dans ce cas, le recours à l'orthophonie est indispensable.

Ainsi, la lecture labiale ne remplace pas l'appareillage auditif mais complète celui-ci en apportant des informations complémentaires car une bonne compréhension est basée à la fois sur la perception auditive mais également sur la perception visuelle (Dell'Aringa AH et al. (2007) ¹¹). Elle constitue une aide considérable en milieu bruyant et permet de rétablir la communication que ce soit au niveau professionnel ou personnel et de lutter ainsi contre l'isolement social.

Lors des séances de rééducation, l'orthophoniste cherche ainsi à établir des mécanismes de compensation car ceux du patient ne sont plus compatibles avec sa surdité. L'objectif des séances est également de réadapter le patient aux nouvelles sensations auditives via ses appareils auditifs, de rétablir la communication avec son entourage et de déclencher une prise de conscience des capacités mais aussi des limites de l'appareillage.

C'est ainsi que la littérature a mis en lumière le constat suivant : aucun des acteurs ne dispose aujourd'hui à lui seul du traitement palliatif complet de la presbyacousie. Seul un travail en équipe entre le médecin ORL, l'audioprothésiste et l'orthophoniste permettrait d'apporter une solution thérapeutique suffisante. L'objectif principal de ce mémoire était donc d'établir, grâce à l'élaboration de plusieurs questionnaires, un état des lieux de la pratique de rééducation orthophonique dans le cadre d'une réhabilitation auditive des adultes devenus malentendants porteurs d'aides auditives classiques et de mettre en évidence une amélioration de leurs performances de compréhension dans le calme ou dans le bruit grâce à des exercices d'entraînements auditifs réguliers.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

1. La population étudiée

Critères d'inclusion :

- Cette étude ciblait des patients appareillés depuis un an minimum et ayant pratiqué des séances de rééducation orthophonique pendant au moins trois mois.
- Les participants de l'étude devaient être âgés d'au moins 45 ans et présenter une surdité légère à profonde, bilatérale ou asymétrique.
- Les audioprothésistes interrogés devaient être diplômé d'Etat et les orthophonistes spécialisés en surdité.

Critères d'exclusion :

- Les patients porteurs d'implants cochléaires.
- Les enfants.

2. Méthode

Pour cette étude, quatre questionnaires ont été réalisés dont un premier dédié aux audioprothésistes diplômés d'Etat, un deuxième destiné aux orthophonistes spécialisés en surdité, un troisième à l'attention des patients ayant réalisé ou réalisant toujours des séances de rééducation orthophonique et un dernier à destination des patients ne réalisant pas de séances. Il s'agit de sondages, anonymes, afin de ne pas influencer les réponses des personnes sondées et composés de questions ouvertes ou fermées, à choix simples ou multiples.

Au moment de l'analyse des réponses, il a été vérifié que chaque personne sondée entrait dans les critères d'inclusion

de l'étude et un test de Khi-deux a été utilisé pour évaluer si les résultats étaient significatifs ou non. Enfin, en présageant une faible probabilité de réponses, une « interview » composée de huit questions fermées, à choix simples ou multiples, a été adressée à deux médecins ORL permettant de connaître leur point de vue concernant cette prise en charge.

RÉSULTATS

1. Questionnaire « audioprothésiste »

281 audioprothésistes ont répondu au questionnaire (dont 53% de femmes et 47% d'hommes) avec une moyenne de 14 ans d'expérience.

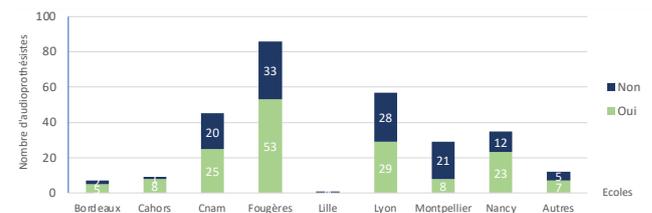


Figure 1. Répartition du nombre d'audioprothésistes ayant reçu une formation sur la prise en charge orthophonique en fonction de l'école

Les résultats montraient que seule la moitié des audioprothésistes de cette étude se disaient formés sur la prise en charge orthophonique. Les tests de Khi deux ont démontré que l'influence de l'école de formation et de la tranche d'âge étaient statistiquement significatives. Pour la majorité, la formation a été réalisée lors des cours théoriques ou des stages.

Un grand nombre d'audioprothésistes n'avaient que moyennement compris l'intérêt de cette prise en charge dans le cadre d'une presbyacousie. Une deuxième analyse a permis de mettre en évidence que le type de formation reçu avait une influence statistiquement significative. Leur incompréhension quant à cette prise en charge a également été souligné à la question « à quelle fréquence proposez-vous une prise en charge orthophonique à vos patients ? » avec 80% des audioprothésistes qui ne la proposaient que rarement voir jamais à leurs patients. Il a également été mis en évidence que la tranche d'âge avait une influence significative sur la fréquence d'orientation.

Un grand nombre d'audioprothésiste évoque la rééducation orthophonique essentiellement en cas de problème de compréhension (avec une intelligibilité inférieure à 70% à l'audiométrie vocale dans 92,8%), de travail de la lecture labiale ou encore de limites d'appareillage. Pourtant, 67,5% d'entre eux constataient que leurs patients ne comprenaient pas toujours cette démarche.

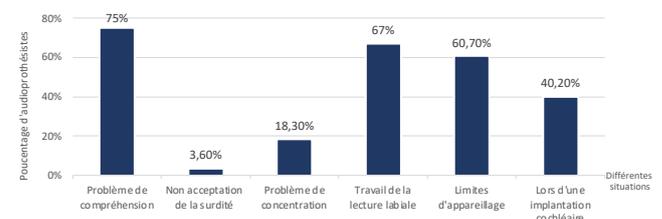


Figure 2. Répartition des différentes situations où la rééducation orthophonique est proposée au patient

Il a été mis en évidence que la rééducation orthophonique apportait de nombreux bénéfices aux patients comme une meilleure compréhension dans le calme ou une amélioration de leur plaisir à communiquer et de leur fluidité de communication. En revanche, Les résultats montraient que plus de la moitié des audioprothésistes n'évoquaient pas la prise en charge orthophonique en raison du manque d'orthophoniste dans la région et 58,2% d'entre eux ne savaient pas à quel moment en parler à leurs patients ou n'y pensaient pas.

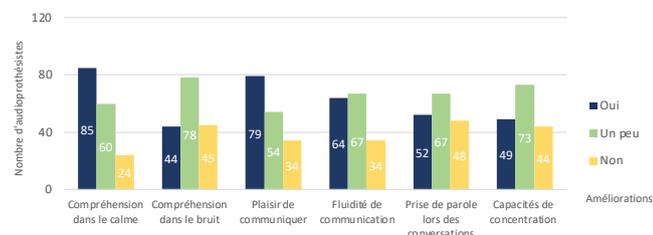


Figure 3. Répartition des améliorations constatées par les audioprothésistes grâce à la prise en charge orthophonique

Enfin, 70,8% des audioprothésistes ne collaboraient rarement voir jamais avec les orthophonistes et une analyse a permis de mettre en évidence que l'âge et l'expérience avaient une influence statistiquement significative. En effet, plus l'expérience ou l'âge étaient importants et plus la fréquence de collaboration augmentait.

2. Questionnaire « orthophoniste »

15 orthophonistes ont répondu au deuxième questionnaire (14 femmes et 1 homme) avec une moyenne de 21 ans d'expérience. 60% d'entre eux avaient suivi une formation spécifique en table ronde et 40% ont été formés lors de leur formation continue. Les patients presbycousiques représentaient moins de 30% de leur patientèle avec pour majorité des retraités présentant des surdités sévères à profondes.

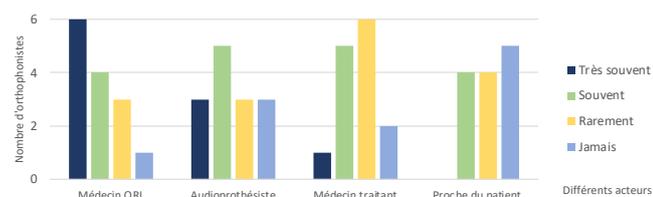


Figure 4. Répartition des différents acteurs orientant les patients vers l'orthophoniste par ordre de fréquence

Le médecin ORL était le professionnel de santé qui orientait le plus souvent les patients vers les orthophonistes suivis des audioprothésistes et du médecin traitant.

Au sujet du déroulement des séances, les réponses obtenues ont mis en avant l'importance d'un bilan d'environ 1h30 au préalable des séances de rééducation qui, quant à elles, étaient d'une durée de 45 minutes en moyenne et effectuées à raison d'un à deux fois par semaine selon les besoins du patient.

Les principaux exercices pratiqués lors du bilan reposaient sur des tests d'audition en milieux calmes et bruyants, avec ou sans lecture labiale. Des exercices pour évaluer la mémoire ou les fonctions exécutives, c'est-à-dire, la concentration, l'attention et la suppléance mentale des patients étaient également proposés par les orthophonistes. 73% proposaient souvent du travail à domicile à leurs patients et 26% n'en proposaient que rarement.

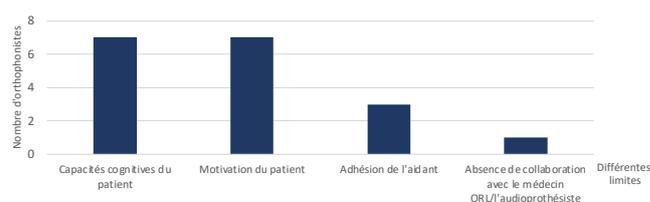


Figure 5. Répartition des différentes limites à la rééducation selon les orthophonistes

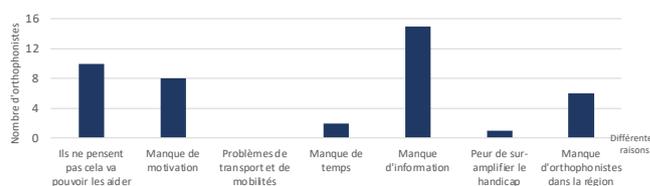


Figure 6. Répartition des principales raisons qui empêchent les personnes presbycousiques de venir consulter les orthophonistes d'après eux

Selon les orthophonistes, les principales limites à la rééducation résidaient dans le manque de motivation générale des patients mais dépendaient également de leurs capacités cognitives de départ. En revanche, parmi les raisons qui empêchaient, selon eux, les patients de venir les consulter, il a été mis en avant un manque d'information de ces derniers sur le sujet. Concernant le pourcentage d'abandon après quelques séances, les avis étaient significativement opposés : 73% des professionnels de santé considéraient que moins de 10% de leurs patients abandonnaient tandis que les autres voyaient un patient sur deux abandonner après quelques séances.

Enfin, la majorité des orthophonistes travaillaient souvent voire toujours en collaboration avec le médecin ORL et l'audioprothésiste. Pourtant, 40% d'entre eux trouvaient leur profession seulement moyennement reconnue dans le cadre d'une presbycousie et 46,7% ne se considéraient pas du tout reconnus.

3. Questionnaire « patients avec rééducation orthophonique »

Au total, 8 patients ayant réalisés des séances de rééducation orthophonique ont répondu (6 hommes et 2 femmes) avec une moyenne d'âge de 68 ans. Ils présentaient tous une surdité bilatérale depuis plus de 10 ans mais seule la moitié d'entre eux possédait un appareillage bilatéral. Ils ont tous répondu être très satisfait de leur appareillage et pourtant la moitié trouvaient qu'ils étaient tout de même gênés en milieux bruyants ou lors de réunions avec plusieurs personnes.

75% des patients ont été orienté par leur médecin ORL et en majorité pour des problèmes de communication (75%), de compréhension (50%) ou d'acceptation de la surdité (25%). L'ensemble des patients ont dit avoir compris l'intérêt d'une prise en charge orthophonique lorsqu'elle a été proposé et 87,5% ont réalisé une séance par semaine tandis que les autres en ont effectué plusieurs par semaine. Elles ont majoritairement été pratiqué après l'appareillage.

Le débit de parole, l'articulation, la compréhension dans le bruit et la lecture labiale étaient les exercices les plus couramment pratiqués. Ainsi, tous les patients trouvaient une amélioration de leur qualité de vie et 75% ont retrouvé leur plaisir à communiquer avec une compréhension dans le calme améliorée. Ils se disaient tous très satisfait de cette prise en

charge qu'ils trouvaient complémentaire à leur appareillage. Pourtant, plus de la moitié des patients ont affirmé avoir été très souvent découragés lors des séances. Ainsi, tous les répondants ont signalé avoir été découragé à un moment donné au cours du processus de rééducation.

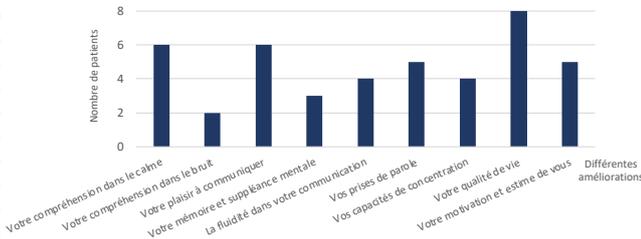


Figure 7. Répartition des améliorations constatées grâce à la rééducation orthophonique

Enfin, parmi les 8 patients interrogés, la moitié ont arrêté les séances car ils avaient obtenu les résultats recherchés mais l'autre moitié les avait cessés en raison d'un manque de bénéfices, de découragement ou car ils trouvaient la rééducation trop difficile.

4. Questionnaire « patients sans rééducation orthophonique »

98 patients n'ayant jamais pratiqué de rééducation ont répondu au dernier questionnaire (51 femmes et 47 hommes) avec une moyenne d'âge de 74 ans. 87,5% d'entre eux présentaient une surdité bilatérale depuis 13 ans en moyenne.

Plus d'un tiers se disaient satisfait voir très satisfait de leur appareillage et pour 70% des patients interrogés, la prise en charge orthophonique n'a jamais été abordé.

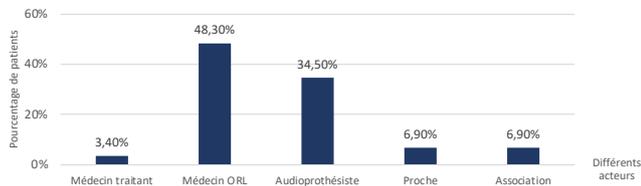


Figure 8. Répartition des différents acteurs évoquant la prise en charge orthophonique auprès des patients

La prise en charge orthophonique a été abordée essentiellement par le médecin ORL suivit de l'audioprothésiste pour des problèmes de compréhension (65,5%), de communication (48,3%), de concentration (27,6%) ou pour améliorer les bénéfices apportés par l'appareillage (17,2%). Cependant, la majorité des patients n'ont pas tout à fait compris l'intérêt d'une prise en charge orthophonique lorsqu'elle leur a été proposée. Il a été mis en évidence que l'interlocuteur abordant cette prise en charge ou l'âge des patients n'avaient pas d'influence sur leur compréhension.

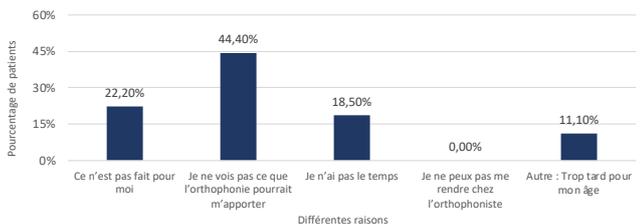


Figure 9. Répartition des différentes raisons du désintérêt des patients pour la prise en charge orthophonique

Les résultats montraient un manque de connaissance des patients vis-à-vis de la rééducation orthophonique car une majorité ne voyait pas ce que les séances pourraient leur apporter en complément de leur appareillage.

A la question « Pour vous, à qui s'adresse essentiellement la rééducation orthophonique ? », 82% des patients ne savaient pas répondre, 14% pensaient qu'elle s'adressait aux enfants uniquement et seulement 3% ont répondu qu'elle était nécessaire en cas de problèmes de compréhension.

5. Interview auprès des deux médecins ORL

Deux médecins ORL ont été interrogé sur leur avis concernant la prise en charge orthophonique des patients presbycusiques. Il s'agissait d'un homme et d'une femme exerçant en milieu hospitalier. Seul l'un d'entre eux a reçu une formation sur cette prise en charge au cours de son cursus en médecine et, pourtant, tout d'eux ont expliqué n'évoquer que rarement la rééducation auprès de leurs patients.

Les deux médecins ORL étaient d'accord pour dire qu'ils travaillaient toujours en collaboration avec les audioprothésistes mais seulement quelques fois avec les orthophonistes. Concernant les médecins traitant, les avis étaient plus tranchés.

Concernant leurs attentes vis-à-vis des professionnels, pour l'un des médecins il s'agissait essentiellement d'échanger seulement sur les différentes difficultés rencontrées tandis que pour le deuxième, l'objectif était d'échanger et de se tenir informé de l'évolution du patient.

Enfin, les deux médecins ORL interrogés étaient d'accord pour dire qu'il était nécessaire d'orienter un patient presbycusique vers un(e) orthophoniste pour l'apprentissage de la lecture labiale ou en cas de problème de compréhension en vue d'une meilleure intégration sociale et familiale.

DISCUSSION

1. Enquête auprès des audioprothésistes

D'après l'enquête, un peu plus de la moitié des audioprothésistes ont été formé sur la prise en charge orthophonique dont 44% lors de leurs cours théoriques. Pourtant, plus de deux tiers n'ont pas complètement compris son intérêt et 80% d'entre eux ne la proposaient jamais voire rarement à leurs patients. Grâce à l'analyse effectuée, il a été mis en évidence que leur sensibilité sur le sujet était d'autant plus marquée lorsqu'ils étaient formés lors d'un DU ou par un(e) orthophoniste directement. Ainsi, étant donné une faible compréhension de l'impact de cette prise en charge sur les patients, très peu de proposition sont faites par les audioprothésistes.

Les résultats obtenus ne peuvent être comparés à la littérature étant donné l'absence d'études menées sur ce sujet mais il a été possible d'établir un parallèle avec des mémoires portant sur le même thème il y a quelques années. En effet, en 2012, Marine BONVARLET¹² a réalisé un mémoire de fin d'étude portant également sur la rééducation orthophonique des adultes presbycusiques. Après comparaison, il a été mis en évidence que, depuis 2012, la fréquence d'orientation des patients vers les orthophonistes a augmenté malgré qu'une majorité des audioprothésistes ne proposent toujours que rarement cette prise en charge. Les données montraient que, d'après les audioprothésistes, une très faible proportion de patients réaliseraient des séances de rééducation en raison d'un manque de compréhension lorsque le sujet était évoqué.

Pourtant, d'après les réponses au questionnaire, on peut affirmer que la majorité des audioprothésistes est bien consciente de



Bonjour, dans quelles régions recherchez-vous des audioprothésistes ?

Elsa, 28 ans

Bonjour Elsa,
Nous recherchons des profils sur toute la France. 🇫🇷
Laurent, Directeur en charge du Développement



Super !
Et par ailleurs, quelles sont les conditions pour ouvrir une franchise ?

Vous devez être diplômé audioprothésiste 🎓
De là, nous pouvons réfléchir ensemble à votre future zone de développement 🚀



Très bien !
Comment puis-je déposer mon CV ?

Rien de plus simple, nous sommes présents sur ce congrès des audioprothésistes 2023 !
Vous pouvez également le déposer via ce QR CODE !
👇👇👇👇



Ecrivons ensemble votre carrière...



l'apport de cette prise en charge pour les patients. Lorsqu'ils ont été interrogés sur la raison de leur désintérêt, la moitié d'entre eux a souligné un manque d'orthophonistes spécialisés dans leur région suivi d'un manque de motivation générale chez leurs patients tandis que 58% ont expliqué simplement ne pas y penser ou ne savaient pas quand l'évoquer auprès de leurs patients.

Dans son mémoire, Marine BONVARLET a également interrogé les audioprothésistes sur les raisons de leur désintérêt et a observé une majorité de réponses pour les items « parce que vous n'y pensez pas » (environ 60 réponses) et « manque de motivation générale de vos patients » (environ 50 réponses) tandis que 30 audioprothésistes, environ, ont expliqué que c'était dû au manque d'orthophonistes dans la région. Depuis 2012, les principaux freins à la prise en charge orthophonique du point de vue des audioprothésistes reste donc toujours les mêmes.

Cette enquête a mise en évidence un manque de connaissance des audioprothésistes sur la prise en charge orthophonique des patients presbycusiques. Si on étend les résultats, on pourrait dire que seul un audioprothésiste sur deux serait formé au cours de sa carrière. Malgré plusieurs améliorations constatées grâce à la rééducation, très peu d'audioprothésistes évoquent cette prise en charge à leurs patients et collaborent très peu avec les orthophonistes. Les données ont également montré que les « jeunes » audioprothésistes étaient moins réceptifs au sujet que ceux avec plus d'expérience. Il serait donc judicieux de mieux les sensibiliser en renforçant leur formation lors des cours théoriques en proposant différentes interventions d'audioprothésistes ou d'orthophonistes directement afin qu'ils puissent mieux percevoir les enjeux de la rééducation dans le cadre d'une presbycusie. L'enquête a révélé que 83% des audioprothésistes souhaiteraient une formation tous les deux ans ou chaque année, ce qui montre leur volonté d'acquérir plus de connaissances sur le sujet.

2. Enquête auprès des orthophonistes

Malgré qu'ils soient formés lors de leur cursus, très peu d'orthophonistes proposaient une prise en charge pour les personnes ayant une déficience auditive. En effet, d'après l'enquête, la proportion de patients presbycusiques ne dépassait pas les 30% de leur patientèle ce qui est relativement faible. Selon eux, le médecin ORL suivi de l'audioprothésiste seraient les deux professionnels de santé qui orienteraient le plus souvent les patients vers eux. Ceci vient corroborer les résultats obtenus dans les mémoires de Candice BARTHABURU¹³ et de Charlotte PIRIOU associée à Audrey LEGARGASSON¹⁴ en 2011 où les mêmes réponses ont été mises en évidence.

Plusieurs exercices sont pratiqués lors des séances de rééducations ainsi qu'au cours du bilan qui permet de mieux cibler les exercices d'entraînements auditifs en fonction des besoins du patient. Lorsque la question des limites à la prise en charge orthophonique a été posée, dans la majorité des cas cela était dû aux capacités cognitives du patient et de sa motivation. De plus, parmi les raisons qui empêcheraient, d'après eux, les patients de venir les consulter, il y aurait un manque d'information et de connaissance en premier lieu, suivi d'un manque de motivation des patients et du manque d'orthophonistes dans les régions. Lorsque l'on compare ces données avec l'étude de Marine BONVARLET, on observe que les mêmes raisons et dans le même ordre surviennent parmi les différentes propositions. Ainsi, on peut dire que les orthophonistes ont bien conscience eux-mêmes qu'ils ne sont pas assez nombreux pour répondre à la demande.

Enfin, environ 80% des orthophonistes travaillaient souvent voire toujours en collaboration avec le médecin ORL et 90% avec l'audioprothésiste. De manière contradictoire, malgré une proportion satisfaisante de collaboration avec les différents professionnels de santé, près de la moitié des orthophonistes ne considéraient pas leur profession comme suffisamment reconnue.

3. Enquête auprès des patients ayant déjà eu des séances de rééducation orthophonique

Parmi les 8 patients ayant répondu, tous ont exprimé être très satisfait de leur appareillage alors que la moitié se disait gêné en milieu bruyant ou lors de réunion avec plusieurs personnes. 75% d'entre eux ont été orientés vers l'orthophoniste par le médecin ORL, 12,5% par leur médecin traitant et 12,5% par quelqu'un d'autre. Il pourrait être surprenant d'observer qu'aucun des patients interrogés n'ait été orienté par l'audioprothésiste mais les résultats ne sont pas représentatifs en raison du faible nombre de réponses.

Dans la majorité des cas, elles ont été proposées pour pallier un problème de communication et de compréhension. Lors des séances, le débit de parole, l'articulation, la lecture labiale et la compréhension en milieu bruyant ont essentiellement été travaillés. Très peu d'entre eux ont travaillé les fonctions exécutives ce qui vient corroborer les résultats récoltés au questionnaire dédié aux orthophonistes où seule une minorité proposait ce type d'entraînement.

Lorsqu'il leur a été demandé quelles améliorations ils avaient constaté grâce à la rééducation, les patients ont majoritairement répondu leur qualité de vie en premier lieu puis, leur plaisir à communiquer, leur compréhension dans le calme et leurs prises de parole. En revanche, moins de 50% d'entre eux ont vu leur compréhension en milieu bruyant, leur fluidité de communication et leurs fonctions exécutives s'améliorer. Les mêmes résultats ont été observés par l'étude de Marine BONVARLET en 2012 dans les mêmes proportions approximativement ce qui vient corroborer les résultats.

A la question : « Avez-vous eu des moments de découragement pendant ce suivi orthophonique ? », 71,4% des patients ont dit avoir été très souvent voire souvent découragés et 28,6% rarement. Le plus surprenant a été d'observer qu'aucun des patients a répondu ne jamais avoir été découragé. Cela laisse supposer que les séances sont fatigantes et éprouvantes pour les patients. De plus, le manque de résultats immédiat peut également décourager sur le long terme. Parmi les 8 patients interrogés, la moitié a arrêté les séances car ils avaient obtenu les résultats recherchés mais l'autre moitié les avait cessés en raison d'un manque de bénéfices, de découragement ou car ils trouvaient la rééducation trop difficile. Cela vient confirmer les résultats à la question posée aux orthophonistes sur le même thème.

Parallèlement à ces données, tous les patients étaient tout de même satisfait de la prise en charge orthophonique en complément de leur appareillage.

4. Enquête auprès des patients n'ayant jamais réalisé de séances de rééducation orthophonique

75 patients sur les 98 interrogés se disaient très satisfait voire satisfait de leur appareillage et 23 se disaient sans avis ou peu satisfait. Les résultats sont à nuancer car le questionnaire a été rempli soit en présence de l'assistante ou de l'audioprothésiste ce qui pouvait fausser les réponses. Pourtant, près de 70% des patients n'ont jamais eu de proposition de prise en charge

orthophonique au cours de leur appareillage. Lorsque c'était le cas, pour 48% des patients, elle a été proposée par le médecin ORL et 34% par l'audioprothésiste essentiellement pour des problèmes de compréhension, de communication et de concentration. Pourtant, seul un tiers des patients ont compris son intérêt lorsqu'elle a été évoquée.

Aux questions « Que pensez-vous d'une prise en charge orthophonique en complément de l'appareillage ? » et « Pour vous, à qui s'adresse essentiellement la rééducation orthophonique ? », plus de 80% des patients ont répondu « je ne sais pas ». Cela soulève un manque de connaissance concernant l'orthophonie de la part des patients. En 2012, Marine BONVARLET a posé les mêmes questions à un groupe de 34 malentendants ayant entre 61 et 90 ans et un peu plus de la moitié avait répondu ne pas connaître la rééducation orthophonique. De plus, de nombreux patients ont déclaré penser que l'orthophonie était réservée aux enfants uniquement. En effet, certains commentaires fournis par les patients ont mis en évidence que leur âge était un frein pour eux à une éventuellement prise en charge et considéraient « qu'à leur âge, cela n'était plus nécessaire ».

5. Enquête auprès des médecins ORL

Cette enquête a été réalisée dans le but d'obtenir l'avis des médecins concernant la prise en charge orthophonique. Elle aura permis de confirmer l'importance de cette rééducation pour l'apprentissage de la lecture labiale ou de problème de compréhension chez les patients presbycusiques. Pourtant, sur les deux médecins ORL, tous deux ont répondu ne proposer que rarement cette solution et ne collaborer que quelques fois avec les orthophonistes.

La forte collaboration entre les audioprothésistes et les médecins ORL a été soulignée par l'ensemble des questionnaires contrairement à celle entretenue avec les orthophonistes.

LIMITES

Concernant les questionnaires, il est évident de constater que le nombre de réponses est insuffisant ce qui représente un frein quant à la représentativité des réponses. Il aurait, sans doute, fallu réaliser des envois à plus grande échelle. Tous les résultats sont donc à nuancer en raison également de la présence de plusieurs biais. En effet, les réponses proposées aux questions fermées à choix simples ou multiples ont pu orienter les patients dans leurs choix de réponses. C'est pour ces raisons que des questions ouvertes ont été établies également au sein de chaque questionnaire. En revanche, ce procédé rend l'analyse plus difficile à réaliser.

Il est à noter que les patients ont également pu être influencés par la personne présente (audioprothésiste ou assistante) lorsqu'ils ont répondu au questionnaire, ne leur permettant pas d'être tout à fait francs sur l'ensemble des réponses.

Concernant les enquêtes auprès des orthophonistes et audioprothésistes, il est possible que certains destinataires aux questionnaires étaient plus « sensibles » au sujet ce qui a également pu influencer leurs réponses.

Les résultats ont donc permis d'obtenir une tendance de la vision des audioprothésistes, des orthophonistes, des médecins ORL ainsi que des patients sur la prise en charge orthophonique.

CONCLUSION

Cette étude cherchait à analyser le rôle de l'orthophoniste dans sa relation triangulaire avec le médecin ORL et l'audioprothésiste en réalisant quatre enquêtes et une interview permettant un état des lieux de la rééducation orthophonique chez les patients presbycusiques porteurs d'aides auditives classiques.

Ces enquêtes ont permis d'obtenir le point de vue des audioprothésistes, des orthophonistes, des médecins ORL mais aussi des patients. Elles ont mis en évidence un fort manque de connaissances des audioprothésistes sur l'intérêt d'une prise en charge orthophonique dans le cadre d'une presbycusie et des patients sur le rôle de l'orthophoniste.

L'audioprothésiste a pour rôle la réhabilitation auditive du déficient de l'ouïe par l'appareillage audioprothétique. Cependant, si les résultats sont rapidement probants pour certains patients, il n'en est pas de même pour ceux ayant retardé cette prise en charge. La rééducation orthophonique permet aux patients d'améliorer leur intelligibilité et donc leur qualité de vie grâce à une prise en charge complète de leur déficience auditive. La littérature a démontré son intérêt à de nombreuses reprises en complément de l'appareillage auditif et prouvé ses bienfaits chez les personnes malentendantes. Les réponses obtenues aux questionnaires ont permis de mieux comprendre l'amplitude d'exercices réalisés lors des séances et les améliorations constatées après une prise en charge orthophonique. Cependant, mal connue par les audioprothésistes, elle est très peu proposée au cours de l'appareillage. Cela représente un engrenage car le manque de connaissances des audioprothésistes ne leur permet pas

d'orienter convenablement leurs patients vers l'orthophoniste et ne permet pas non plus aux patients de découvrir cette prise en charge. Si la collaboration entre l'audioprothésiste et le médecin ORL est actuellement entrée dans les mœurs, il n'en est pas de même pour l'orthophoniste dont le partenariat n'est pas encore généralisé.

L'enquête a révélé un deuxième point important qui est le manque d'orthophonistes spécialisés en surdité. En effet, même s'ils reçoivent une formation sur la surdité lors de leur cursus classique,

très peu d'orthophonistes proposent cette prise en charge. Cela s'est ressenti dans le peu de réponses obtenues au questionnaire qui leur était dédié. Ceci représente un frein considérable qui explique que les audioprothésistes n'évoquent pas la rééducation à leurs patients.

Malgré que les médecins ORL et les audioprothésistes soient conscient de l'apport d'une prise en charge orthophonique, très peu d'entre eux la proposent. Un autre point, soulevé à plusieurs reprises, est le manque de motivation générale des patients concernant cette prise en charge et la fréquence de découragement relativement élevée chez ceux pratiquant une rééducation orthophonique. Il semblerait que les séances soient éprouvantes et difficiles pour les patients. C'est un point sur lequel il faudrait creuser davantage afin de pallier ces problèmes.

En comparant les résultats obtenus à ceux d'études antérieures, cette enquête a permis de constater que la vision de la rééducation orthophonique du point de vue des audioprothésistes et des patients n'a finalement pas évoluée depuis une dizaine d'années. En effet, les résultats obtenus sont

« CETTE ÉTUDE CHERCHAIT À ANALYSER LE RÔLE DE L'ORTHOPHONISTE

dans sa relation triangulaire avec le médecin ORL et l'audioprothésiste en réalisant quatre enquêtes et une interview permettant un état des lieux de la rééducation orthophonique chez les patients presbycusiques porteurs d'aides auditives classiques. »

approximativement les mêmes que ceux d'études préalables. Il semblerait donc important de développer des outils favorisant les échanges et la collaboration entre chacun des acteurs afin d'accroître davantage ce partenariat.

Enfin, en parallèle, de nombreuses alternatives à la prise en charge orthophonique comme des logiciels proposant des exercices de rééducation en ligne ou encore le HearFit se sont développés au cours des dernières années permettant de pallier ces différents freins. Toutes les études réalisant des protocoles d'entraînement auditif ont mis en évidence une amélioration de la compréhension et un retentissement positif chez les personnes malentendantes ce qui prouve bien sa nécessité dès lors que l'appareillage auditif atteint ses limites. Il serait alors judicieux de développer les connaissances de l'ensemble des professionnels de santé afin de les sensibiliser à ces différentes alternatives.

BIBLIOGRAPHIE

- 1. Leusie S. *Privation sensorielle auditive et réhabilitation chez le sujet âgé : conséquences sur le fonctionnement cognitif.* Neurosciences [q-bio.NC]. Thèse Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français.
- 2. Pouchain, D., Dupuy, C., San Jullian, M., Dumas, S., Vogel, M. F., Hamdaoui, J., & Vergnon, L. (2007). *La presbycousie est-elle un facteur de risque de démence? Etude AcouDem.* La Revue de gériatrie, 32(6), 439-445.
- 3. Lin FR, Ferrucci L, Metter EJ, An Y, Zonderman AB, Resnick SM. *Hearing loss and cognition in the Baltimore Longitudinal Study of Aging.* Neuropsychology. 2011 Nov;25(6):763-70.
- 4. Kramer SE, Kapteyn TS, Kuik DJ, Deeg DJ. *The association of hearing impairment and chronic diseases with psychosocial health status in older age.* J Aging Health. 2002 Feb;14(1):122-37.
- 5. Van Boxtel MP, van Beijsterveldt CE, Houx PJ, Anteunis LJ, Metsmakers JF, Jolles J. *Mild hearing impairment can reduce verbal memory performance in a healthy adult population.* J Clin Exp Neuropsychol. 2000 Feb;22(1):147-54
- 6. Tun PA, McCoy S, Wingfield A. *Aging, hearing acuity, and the attentional costs of effortful listening.* Psychol Aging. 2009 Sep;24(3):761-6.
- 7. Strawbridge WJ, Wallhagen MI, Shema SJ, Kaplan GA. *Negative consequences of hearing impairment in old age: a longitudinal analysis.* Gerontologist. 2000 Jun;40(3):320-6.
- 8. Henshaw H, Ferguson MA. *Working memory training for adult hearing aid users: study protocol for a double-blind randomized active controlled trial.* Trials. 2013 Dec 5;14:417.
- 9. Burk MH, Humes LE, Amos NE, Strauser LE. *Effect of training on word-recognition performance in noise for young normal-hearing and older hearing-impaired listeners.* Ear Hear. 2006 Jun;27(3):263-
- 10. Schulte A, Thiel CM, Gieseler A, Tahden M, Colonius H, Rosemann S. *Reduced resting state functional connectivity with increasing age-related hearing loss and McGurk susceptibility.* Sci Rep. 2020 Oct 12;10(1):16987.
- 11. Dell'Aringa AH, Adachi ES, Dell'Aringa AR. *Lip reading role in the hearing aid fitting process.* Braz J Otorhinolaryngol. 2007 Jan-Feb;73(1):95-9.
- 12. Bonvarlet, Marine.(2012). *La rééducation orthophonique des adultes presbycousiques.*
- 13. Barthaburu, Candice.(2011). *La prise en charge orthophonique chez les patients presbycousiques porteurs d'aides auditives classiques.*
- 14. Legargasson Audrey, Piriou Charlotte. (2011). *Intérêt d'une prise en charge orthophonique chez l'adulte de plus de 60 ans devenu sourd.*

Je suis un audioprothésiste

libre!

J'exerce comme je l'entends

 **dyapason**

www.dyapason.audio



Auteur

Benoit LAVERGNE

Université de Bordeaux
Collège Sciences de la Santé
Septembre 2021, promotion 5

AMÉLIORATION DU RSB EN SORTIE D'AIDES AUDITIVES POURQUOI ? COMMENT ? COMBIEN ? JUSQU'OU ?

Cette revue de littérature porte sur les méthodes mises en œuvre pour évaluer l'amélioration du rapport signal sur bruit en sortie d'aides auditives.

Recherche documentaire

Le moteur de recherche *PubMed* (Interface web disponible sur pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/advanced) interroge la base de données bibliographiques *MEDLINE* – administrée par la bibliothèque américaine de médecine. Nous l'avons utilisé avec les critères de requêtes suivants, afin d'identifier les articles répondant à notre sujet, parmi plus de 32 millions de citations et de résumés d'articles de recherche biomédicale :

```
(performance OR evaluation OR efficacy OR assessment
OR comparison OR predict* OR benefit)
AND (hearing aid*)
NOT (cochlear implant)
AND (noise reduc* OR denois* OR de-noise OR signal-
to-noise ratio OR SNR)
AND (speech*)
```

Par ailleurs, des recherches connexes ont été réalisées à partir des bibliographies présentées en fin d'articles, ce qui a permis d'élargir encore la collecte de données.

Elles nous ont permis d'arriver à un corpus de données conséquent :

- 450 résultats de recherche *PubMed* au 2 mars 2021,
- 131 documents retenus au 25 mai 2021,
- dont 33 issus directement des recherches *PubMed* et 98 des documents sources.

Sélection des articles

Nous avons choisi de baser la sélection des articles sur le *SCImago Journal Rank* :

- calculé à partir de la base de données transdisciplinaire *Scopus* qui indexe plus de 34.000 revues scientifiques,
- calculé pour une période de citation de 3 ans. Il tient compte de la notoriété des revues citantes et inclut de façon limitée les autocitations.

Ainsi, les revues citées dans ce mémoire ont un indicateur *SJR* allant de 0,139 à 2,058 et un minimum de 0,6 pour les articles présentant une étude clinique. Ce filtre garantit la réputation des revues à relecture, mais ne prédit en aucun cas la confiance qu'on pourra accorder aux résultats présentés dans les études ; seule leur analyse qualitative pourra permettre de conclure.

Après avoir minutieusement analysé les résultats de recherche, nous avons articulé notre écriture autour des questions évoquées dans le sous-titre.

RAPPELS THÉORIQUES

Pourquoi ? Pour quelles raisons physiologiques cherche-t-on à améliorer le RSB ?

Comment ? Par quels moyens techniques parvient-on à améliorer le RSB ?

REVUE DE LITTÉRATURE

Comment ? Quelles sont les métriques cliniques et techniques utilisées pour mesurer l'amélioration du RSB ?

Jusqu'ou ? Quelles sont les limites objectives et subjectives de l'amélioration du RSB ?

Dès lors, comment trouver l'équilibre entre 1. la compression forte et rapide pour favoriser l'intelligibilité et 2. un RSB favorable pour minimiser l'effort d'écoute ? Corréler la vitesse de compression au RSB, analysé de manière continue, semble être la meilleure alternative.

Dans cet article, nous nous focaliserons sur la revue de littérature. L'écrit complet, incluant les rappels théoriques, est disponible dans la bibliothèque du Collège National d'Audioprothèse : <https://www.college-nat-audio.fr/memoires>

COMBIEN ?

LES MESURES DE L'AMÉLIORATION DU RSB

Lors de notre revue de littérature, nous avons cherché dans les études scientifiques quelles étaient les métriques courantes pour mesurer l'amélioration du RSB.

Les mesures cliniques

Sont présentés ici des protocoles de tests cliniques et des méthodes validées *in situ* qui permettent d'évaluer les métriques de mesure du RSB en entrée ou en sortie d'aides auditives via l'expérience du patient.

La détection de différence

L'étude de **McShefferty et al., 2015⁽¹⁾** est une recherche clinique sur la capacité de l'oreille à détecter une modification de RSB, ce qu'ils nomment la "différence tout juste perceptible". Pour cela, les seuils d'intelligibilité dans le bruit ont été mesurés pour plusieurs RSB chez 69 participants normo-entendants et malentendants. Il en ressort que, en moyenne, les participants ont détecté des variations de 3dB de RSB. En revanche, dans les études menées avec un bruit large bande, la variation détectée était de 1,4dB pour les malentendants. Les auteurs mettent cette

variation sur le compte de l'effort d'écoute significativement augmenté en présence d'un bruit respectant le spectre de parole, sans modulation. Ils en concluent que l'amélioration du RSB par une aide auditive doit être au minimum de 3dB pour présenter un avantage dans le bruit quotidien.

L'effort d'écoute

Nous avons retenu une étude systématique qualitative sur le sujet de l'effort d'écoute. Souza et al., 2015^[2] passent en revue les liens établis entre la mémoire de travail et la perception de la parole. Le papier est paru dans la revue *Frontiers in Psychology*, preuve de la transdisciplinarité du sujet.

Première donnée capitale, la capacité de mémoire de travail varie fortement d'un individu à l'autre. Cela est à considérer dans l'interprétation des données qui auront une forte variance. Ensuite, trois types de traitements du signal sont pris en compte pour être reliés à la mémoire de travail, mesurée via une tâche d'empan de lecture.

- une compression dynamique large bande à action rapide, qui lisse l'enveloppe d'amplitude du signal d'entrée (4 études)
- la réduction numérique du bruit, qui peut supprimer par inadvertance les composantes du signal vocal en supprimant le bruit (8 études)
- et la compression de fréquence, qui modifie la relation entre les pics spectraux (3 études)

Le désavantage de la compression rapide est clairement établi pour les sujets à faible capacité de mémoire de travail. En revanche, les deux autres traitements n'agissent pas distinctement sur la mesure.

Pals et al., 2015^[3] apportent une validation de l'utilisation du temps de réponse comme évaluation de l'effort d'écoute. Cette notion sera utile pour accéder simplement à une mesure objective de l'amélioration du RSB via une seconde variable covariante.

Dans les termes des auteurs, "l'expérience d'écoute totale" est visée par l'étude. Un paradigme à double tâche est mis en place et on mesure deux paramètres :

- le temps de réponse verbale aux stimuli auditifs, dans cinq conditions de RSB,
- le temps de réponse à une tâche visuelle.

Il est montré que l'intelligibilité de la parole est corrélée au temps de réponse verbale. Le papier met en avant la simplicité de la mesure de ces durées, permettant un accès simple à l'effort d'écoute.

La réponse de la pupille est une autre donnée physiologique mesurable. Il est reconnu par Ohlenforst et al., 2017^[4] que de nombreuses études ont confirmé un lien entre le RSB, le type de bruit et l'effort d'écoute mesuré par la dilatation pupillaire. Mais on a observé une difficulté supplémentaire, non mesurée, pour les malentendants par rapport aux normo-entendants. Pour combler ce manque, l'étude examine donc le lien entre :

- la perte auditive,
- une gamme de RSB, correspondant à des performances de reconnaissance de phrases variant de 0 à 100%,
- le type de bruit masquant,
- la dilatation pupillaire lors de l'épreuve de reconnaissance de phrase dans le bruit.

Il est alors prouvé qu'un même niveau d'intelligibilité peut être obtenu soit par un normo-entendant qui ne produit pas d'effort – dilatation pupillaire faible – soit par un malentendant exerçant un effort d'écoute prononcé – dilatation pupillaire forte. La difficulté de compréhension dans le bruit est objectivée par cette mesure très accessible.

Par ailleurs, l'étude de Zekveld et al., 2010^[5] avait justement pour but d'évaluer l'influence de l'intelligibilité sur la réponse pupillaire. Pour cela, plusieurs seuils ont été utilisés : 50, 71 et 84% de bonnes réponses. Pour les 38 sujets normo-entendants participants, plusieurs niveaux de RSB en bruit stationnaire ont été testés. Ainsi, il a été possible de déterminer que la réponse pupillaire varie bien en fonction de l'intelligibilité, ce que les auteurs expliquent par l'effort supplémentaire fourni. De plus, la dilatation était la plus prononcée lors de la recherche du seuil à 50%. En revanche, ils n'ont pas mis en évidence de dilatation – donc d'effort – supplémentaire entre le seuil 71% et le seuil 84%, ce qui s'expliquerait par une plus faible variation de la difficulté entre ces deux derniers seuils.

Enfin, le dernier résultat de l'étude tempère ce lien par la subjectivité : il n'a pas été trouvé de corrélation entre le score individuel d'intelligibilité, la mesure pupillaire et les scores subjectifs d'effort et de performance établis par questionnaire.

La pente de la courbe psychométrique

Pour poursuivre sur cette notion de variation du seuil, MacPherson & Akeroyd, 2014^[6] interrogent la pente de la courbe psychométrique lors des tests d'intelligibilité via une revue systématique.

Les auteurs sont partis du constat que la plupart des études ne faisaient qu'analyser le seuil d'intelligibilité ; 885 courbes psychométriques issues de 139 études ont été réanalysées via leurs pentes respectives. On constate une forte variabilité de cette pente autour du seuil : de 1 à 44% par dB. Le type de bruit de masquage et le nombre de sources semblent être les facteurs majeurs influençant la pente de la fonction psychométrique.

Le matériel vocal est d'une importance cruciale dans la mise en œuvre des tests dans le bruit et donc dans l'analyse des résultats issus de ces tests : la **prédictibilité** du signal et la **similarité** entre le signal et le bruit peuvent faire varier la pente – respectivement de 7,1 à 13,8% par dB et de 3,4 à 5% par dB. Le corpus même de phrases utilisées (CRM, HINT, IEEE, SSI) fait varier la pente de 4,8 à 17,1% par dB si le bruit masquant est statique.

On peut retenir de l'étude de Wu et al., 2016^[7] que la mesure de la fonction psychométrique en double tâche est difficile à corrélérer au RSB. En effet, chez les 24 malentendants testés, le temps de réponse – dont on a montré précédemment qu'il est lié à l'intelligibilité – reste similaire pour les RSB favorables et défavorables. Une raison invoquée serait un désengagement des sujets lorsque le bruit devient trop masquant ; ils répondraient alors rapidement pour soulager leur surcharge mentale. Cela implique un fort biais dans l'utilisation d'une double tâche lors de la recherche d'une courbe psychométrique complète – seuil et pente – pour plusieurs RSB.

Parmi les 11 RSB testés, deux tâches visuelles secondaires de difficultés différentes sont traitées, ce qui représente 22 conditions différentes. Notons que pour les RSB intermédiaires, le temps de réponse s'accroît, comme attendu, avec la difficulté de compréhension. En revanche, les auteurs ne s'expliquent pas pourquoi seuls les malentendants ont répondu avoir produit subjectivement plus d'effort pour les tâches faciles que pour les tâches difficiles lorsque les RSB devenaient défavorables. Dans la littérature, la relation entre ces paramètres reste indéterminée.

La préférence individuelle

Une forte variabilité interindividuelle est provoquée par la notion de préférence subjective. Nous avons retenu deux études pour mettre en avant cet effet :

- **Goyette et al., 2018^[8]** qui ont proposé de faire varier la bande passante d'un microphone directionnel (omnidirectionnel, directionnel total, directionnel au-dessus de 900Hz, directionnel au-dessus de 2kHz) puis d'interroger 10 normo-entendants ainsi que 10 malentendants sur leur préférence ; les performances de reconnaissance de la parole ont également été testées. Si l'étude parvient bien à conclure à une préférence globale pour une faible directivité au sein des deux populations – sauf au-dessus de 2kHz où aucune différence n'est relevée –, les résultats objectifs montrent l'inverse : un élargissement de la bande-passante de la directivité améliore la compréhension. "L'audibilité du bruit en sortie d'aides auditives deviendrait objectivable à partir de 10dB au-dessus du seuil" précisent les auteurs en conclusion. Et puisque cette capacité de détection varie individuellement en fonction du bruit de fond, la préférence pour l'omnidirectionnel pourrait être moins importante en condition réelle.
- **Smeds et al., 2015^[9]** qui avaient tenté de répondre à cette question du RSB en condition réelle : si on veut tester le seuil d'intelligibilité à un RSB fixe, à combien le fixe-t-on pour s'approcher de la réalité ? D'après les enregistrements réalisés dans le bruit quotidien en pondération A de 20 utilisateurs d'aides auditives, des RSB positifs sont rencontrés la plupart du temps ; rarement les RSB ne descendent au-dessous de 5dB. Ce résultat écologique est fondamental, car on verra que l'évaluation technique des performances des aides auditives dans le bruit porte sur des RSB bien moins favorables, alors que les utilisateurs moyens, entre 18 et 84 ans ici, y sont peu confrontés.

Les mesures techniques

Il s'agit des protocoles techniques et les méthodes validées en laboratoire qui permettent d'évaluer les métriques de mesure du RSB en entrée et en sortie d'aides auditives, sans l'intervention du patient.

Le rapport comparatif de **Falk et al., 2015^[10]** met en confrontation douze outils de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit. Il nous indique qu'il existe trois raisons à la mesure technique :

- lors de la **conception**, afin de déterminer les paramètres optimaux des algorithmes, dont les effets peuvent être contre-productifs sur l'intelligibilité,
- lors de l'**adaptation prothétique**, afin de fournir des préreglages adéquats ; les réglages qui offrent une intelligibilité optimale peuvent ne pas être ceux qui donnent une qualité maximale,
- lors du **port des aides auditives**, afin d'adapter les algorithmes à l'environnement bruyant, dans une boucle rétroactive en temps réel.

Les indices prédictifs non intrusifs

La méthode non intrusive est définie par le fait qu'elle ne nécessite pas de comparaison au signal de référence dans le silence.

L'indice d'intelligibilité de la parole, *Speech Intelligibility Index*, ou *SII*, a été décrit par **Hornsby, 2004^[11]**. Le concept est celui-ci : pondérer chaque bande de fréquence d'un signal par l'importance qu'elle revêt dans l'intelligibilité globale. Il s'agit d'une somme de contributions.

Variant de 0 à 1, sa valeur quantifie l'émergence des indices vocaux :

$$SII = \sum_{i=1}^n I_i A_i$$

- n correspond au nombre de bandes considérées (6 bandes d'octave, 18 bandes de tiers d'octave ou 21 bandes critiques),
- I_i est un indice d'importance de la bande fréquentielle i concernée dans la compréhension de la parole,
- A_i est l'audibilité des indices vocaux, directement liée au RSB, dans la bande i concernée.

D'autres paramètres ont été introduits par les méthodologies NAL et DSL pour parfaire le *SII* dans le domaine de l'audiologie prothétique :

- D_i , le facteur de distorsion lié à l'augmentation du niveau de la parole,
- S , le facteur de désensibilisation lié à la perte d'audition,
- K , un facteur lié à l'âge de l'individu.

En effet, **Loizou & Ma, 2011^[12]** pointaient l'absence de considération de la distorsion apportée par la non-linéarité des algorithmes, notamment la compression dynamique large bande, l'écrêtage et la réduction du bruit. Ainsi, ils avaient introduit le *fractional AI*, ou *fAI*, dont la prédiction est fortement corrélée avec les scores de compréhension observés.

Les limites du SII

L'étude de **Rhebergen & Versfeld, 2005^[13]** tente d'établir une prédiction du seuil d'intelligibilité via la lecture du *SII* dans un bruit fluctuant. Il en ressort que le *SII* ne permet pas de rendre compte de l'intelligibilité instantanée car il est évalué sur le long terme alors que la compression de l'aide auditive agit rapidement dans un bruit fluctuant. Ils proposent donc d'étendre la mise en œuvre du *SII* en découpant le signal de test en plusieurs sous-parties dont on mesurera les *SII* individuellement.

Les indices prédictifs intrusifs

La méthode intrusive signifie que nous avons besoin de connaître le signal de référence dans le calme, pour le comparer avec le signal bruité en sortie d'aide auditive.

Onze de ces méthodes sont évaluées par **Kuyk et al., 2018^[14]**. Nous retenons les plus couramment citées et utilisées. Pour commencer, le Short-Time Objective Intelligibility, ou *STOI*, basé sur un modèle auditif de normo-entendant ; il vise à fournir un indice d'intelligibilité à court terme. De courts segments de 386ms sont prélevés sur le signal décomposé en tiers d'octave. On introduit une distorsion par écrêtage sur le signal de référence puis on compare son enveloppe temporelle au signal à évaluer. S'il a été conçu pour modéliser les effets du bruit et de sa suppression par les algorithmes de réduction, il ne prend pas en compte la perte auditive.

Le PErceptual MOdel Quality, ou *PEMO-Q*, a été présenté par **Huber & Kollmeier, 2006^[15]**. Il s'agit d'un algorithme qui prédit la perception de la dégradation du signal par les codecs audio en fonction des modulations théoriques d'amplitude par filtre auditif. Il permet de mettre en évidence de très faibles variations qui seront perçues comme néfastes pour la qualité du signal. Basé sur une mesure perceptuelle de similarité, il varie de -1 à 1. Un indice instantané est calculé en permanence, pondérant l'indice final. Ce qui implique que le *PEMO-Q* est valide sur le long terme.

Un modèle évolué, le *PEMO-Q-HI*, est publié par **Huber et al., 2014**^[16] pour prendre en compte la perte auditive. D'abord limité à la réduction linéaire de la dynamique résiduelle par l'atteinte des cellules ciliées internes, le modèle est de nouveau amélioré pour prendre en compte la réduction de la sélectivité fréquentielle et le recrutement dus à la perte des cellules ciliées externes. Le *PEMO-Q-HI* fournit alors une excellente prédiction de la qualité du signal perçue par les malentendants à partir de leurs audiogrammes.

L'indice de perception de la parole pour les aides auditives, Hearing-Aid Speech Perception Index, ou *HASPI*, est développé par **J. M. Kates & Arehart, 2014a**^[17]. Le modèle perceptif sur lequel il se base incorpore lui aussi les effets de la perte auditive neurosensorielle. Le schéma fonctionnel de l'algorithme comparatif indique que les deux signaux à comparer – signal bruité en sortie d'aide auditive et signal de référence – passent chacun par des filtres modélisant l'oreille moyenne, puis les cellules ciliées externes et enfin les cellules ciliées internes. Ainsi, cet indice peut être appliqué aux normo-entendants comme aux malentendants ; il suffit pour cela d'appliquer les filtres correspondants.

L'*HASPI* est notamment mis en concurrence avec le Coherence Speech Intelligibility Index, ou *CSII*, qui se base sur l'analyse de la structure fine et la répartition en fréquence de petits segments dont on calcule le "rapport-signal-sur-distorsion". Trois régions d'intensité – faible, moyenne et forte – sont traitées séparément.

Tout type de traitement du signal peut être évalué avec l'*HASPI*. Dans le papier de 2014, ce sont *bruit* et *distorsion*, puis *compression fréquentielle* et *suppression du bruit* qui sont comparés entre normo-entendants et malentendants. L'*HASPI* apparaît comme étant plus robuste (ses prédictions sont meilleures) et plus flexible (il s'applique dans plus de contextes) que ses trois concurrents.

La conception de l'indice complémentaire de qualité, ou *HASQI*, par **J. M. Kates & Arehart, 2014b**^[18], nous apprend qu'il est bâti sur le produit de deux termes. Le premier correspond à la mesure de la modulation d'enveloppe – sensible au comportement dynamique du signal associé aux consonnes – et une corrélation croisée d'un signal normalisé par bande de fréquence – sensible à la préservation des harmoniques dans les voyelles en régime permanent. Le deuxième compare les spectres à long terme et les pentes spectrales. L'ajustement de l'indice a été réalisé sur une cohorte de 14 normo-entendants et 15 malentendants et a objectivé la qualité de six types d'algorithmes : *bruit* et *distorsion*, *compression fréquentielle*, *suppression du bruit*, *vocodeur de bruit*, *annulation du larsen* et *bruit fluctuant*.

En complément, ces indices ont été mis en œuvre par **Kates et al., 2018**^[19] pour mettre en concurrence plusieurs gammes d'appareils auditifs. Des variations significatives sont observées selon les fabricants, selon le RSB en entrée et selon les paramètres des réglages. Mais les prédictions données par *HASPI* et *HASQI* ne montrent pas de différence entre les gammes d'appareils. Les auteurs reconnaissent en conclusion que ces indices ne peuvent en aucun cas suffire à caractériser la réussite ou non d'un appareillage ; d'autres études devront tenter d'établir un lien entre les scores objectifs et la satisfaction des utilisateurs.

Les techniques de mesure

Nous présentons maintenant les procédures opérationnelles pertinentes décrivant les relevés acoustiques en laboratoire ou en chambre anéchoïque.

Lorsqu'il s'agit de mettre en évidence les différences entre deux enregistrements audio, on procède généralement à un **null test** : l'addition du signal bruité et du signal de référence dont on inverse la phase permet 1. d'annuler les signaux identiques 2. de faire apparaître les écarts de façon claire. C'est le principe de la méthode présentée par **Hagerman & Olofsson, 2004**^[20].

Il y est proposé d'enregistrer **deux fois** la sortie de l'aide auditive – bruit en phase puis bruit en opposition de phase – pour plusieurs RSB puis de séparer le bruit du signal à partir du signal "propre", connu. De nombreuses études cliniques utiliseront ce procédé acoustique pour reconstruire le RSB et ainsi déterminer deux gains :

- le gain apporté au signal, en fonction du RSB ; maîtriser ce gain est le but principal de la réhabilitation auditive non linéaire,
- le gain apporté au bruit, en fonction du RSB ; il devrait s'agir d'un effet délétère, non souhaité. Les aides auditives tentent de le minimiser, voire de le rendre négatif.

La thèse de **Miller, 2013**^[21] explicite l'enregistrement en sortie par la formule suivante :

$$\begin{cases} A_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} \\ B_{(out)} = S_{(out)} - N_{(out)} \end{cases}$$

Avec A pour le premier enregistrement, B pour le deuxième, S pour signal, N pour le bruit noise.

$$\begin{cases} A_{(out)} + B_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} + S_{(out)} - N_{(out)} = 2S_{(out)} \\ A_{(out)} - B_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} - S_{(out)} + N_{(out)} = 2N_{(out)} \end{cases}$$

On a alors la possibilité d'additionner ces signaux pour obtenir le signal, ou de les soustraire pour obtenir le bruit, à la condition qu'ils soient parfaitement synchronisés.

Nous avons relevé deux études qui tentent d'étendre la méthode Hagerman & Olofsson à plusieurs sources sonores.

La première a été présentée par **Aubreville & Petrusch, 2015**^[22]. Les auteurs ajoutent la notion de **source interférente** dans le but d'évaluer la performance des algorithmes à directivité adaptative. Il en découle un "rapport interférant sur cible" qui dépend de l'angle dans le domaine fréquentiel.

Grâce à ce concept, il a été possible d'évaluer les performances dans trois conditions : omnidirectionnelle dans le calme, directionnelle monaurale dans le bruit et directionnelle binaurale dans le bruit.

Vient ensuite l'étude de **Husstedt et al., 2018**^[23]. Leur calcul matriciel permet d'étendre encore la procédure d'inversion de phase à autant de sources que désirées. La mesure présentée consistait à évaluer les performances d'un appareil auditif placé au milieu de huit haut-parleurs. Ce sont quatre réglages qui étaient comparés ici : avec et sans réduction de bruit vs microphone omnidirectionnel et directionnel.

Bien que le papier présente un concept mathématique, notons tout de même les résultats pour le BTE testé :

- une amélioration du RSB indépendante de la direction lorsque la réduction du bruit est activée avec un réglage de microphone omnidirectionnel,
- une amélioration du RSB dépendante de la direction pour une directivité fixe,
- un maximum d'amélioration du RSB à 180° avec une réduction de bruit activée et une directivité fixe.

Pour terminer cette revue des techniques de mesure, nous avons choisi d'aborder le travail concret de **Houben et al., 2011**^[24]. Les auteurs y proposent de comparer les aides auditives entre elles en nivelant les différences de réponse en fréquence. Pour ce faire, trois étapes sont proposées :

1. ajuster manuellement et finement le gain d'insertion,

2. ajouter une limitation de bande-passante de 100Hz à 5,8kHz sur les enregistrements en sortie d'aide auditive, pour permettre aux appareils basiques d'être comparés aux modèles qui gèrent une plage de fréquences étendue,
3. appliquer un filtre inverse aux réglages de l'aide auditive sur l'étendue de la bande-passante limitée.

Ce filtre inverse est appliqué sur les réglages en entrée, en fonction de l'enregistrement en sortie, afin de compenser en temps réel les algorithmes de traitement du signal activés. Pour vérifier l'homogénéité des enregistrements, une mesure objective – via l'HASQI – et deux mesures subjectives – détection de différence et préférence d'écoute – sont réalisées.

Les résultats ont montré que les points 1. et 2. ne sont pas suffisants à eux seuls pour supprimer les différences entre appareil. La perception identique est trouvée lorsqu'on annule la réponse en fréquence des aides auditives, cela étant confirmé par le test objectif HASQI et les tests subjectifs individuels. Grâce à cette méthode, il est possible de comparer les performances des algorithmes non-linéaires, notamment de réduction du bruit.

La corrélation entre objectif et subjectif

Certaines expériences ont montré des corrélations ou des absences de lien entre les métriques objectives et subjectives. Nous en avons sélectionné trois, qui sont représentatives de cette recherche de cohérence.

1. La mesure adaptative du seuil d'intelligibilité apporte un biais dans la comparaison des aides auditives si le RSB n'est pas pris en compte.

En prenant du recul sur les aspects techniques et scientifiques, la publication de Naylor, 2016^[25] pose des questions théoriques sur l'écologie de la mesure clinique. Sa revue systématique analyse les conditions de RSB de onze études : les moyennes vont de -14dB à +5dB et les amplitudes de +4dB à +20dB. Cette forte variabilité l'amène à conclure que l'absence de contrainte sur le RSB conduit à trois biais principaux :

- la validité interne des résultats, puisque les appareils se comportent de façon imprévisible selon le RSB,
- la validité écologique, si les conditions de bruit sont trop éloignées des situations réelles,
- la spécificité individuelle qui peut masquer un effet réel de l'appareil.

L'auteur invite les concepteurs d'expériences à mieux considérer la non-linéarité de la compression afin d'obtenir des résultats cliniques fiables.

2. La préférence individuelle varie en fonction du RSB par bande de fréquence mais aussi en fonction du niveau de bruit absolu dans chaque bande.

Toujours en 2005, les auteurs Keidser et al., 2005^[26] montraient que la performance des réducteurs de bruit ne pouvait pas être extrapolée à partir de résultats individuels. Dans le cadre d'un filtrage haute et basse fréquence avec une coupure à 1,5kHz, on observe :



Mathias LEGRAND : AU SERVICE DES AUDIOPROTHÉSISTES

Fabricant d'embouts auditifs sur mesure et de protections auditives depuis 1945, Styl'embouts met à votre disposition une gamme complète de matériels et de fournitures.



Toute notre production est réalisée en 3d :

- Une **précision inégalée**
- **Mémorisation** de vos empreintes
- Une **matière totalement neutre** (antiallergique)
- Une manière que vous pouvez **retoucher et polir** très facilement



STYL'EMBOUTS

16 Cours du 14 juillet - BP 50005 - 33210 LANGON
Tél : 05 57 36 28 12 - Mail : contact@stylembouts.com
www.stylembouts.com

FABRICATION
100% FRANÇAISE



LABORATOIRE CERTIFIÉ
DM 2017/745



- que la pente préférée du filtre est prédite par les RSB respectifs mesurés dans chacun des deux canaux,
- que le niveau acoustique préféré en sortie est prédit par l'intensité absolue dans chacun des deux canaux.

Afin de mettre en évidence ces corrélations, trois paramètres de test – *type de parole / type de bruit / critère d'évaluation* – sont agencés de façon à produire 20 conditions différentes.

Cette approche a permis d'alterner les conditions de RSB entre favorable et défavorable. Dans le cas du RSB positif, les sujets ont, en général, préféré des courbes de réponses différentes, en fonction du critère d'évaluation : **compréhension de la parole et confort d'écoute**. Les auteurs valident l'approche des fabricants qui est d'activer une compression dynamique large bande dans plusieurs canaux de réglages avec des réductions de gain supplémentaires dans les canaux où le bruit est estimé être dominant.

3. Lorsqu'on compare les outils de prédiction de l'intelligibilité, les indices à court terme prévoient un seuil très proche de la réalité.

L'étude comparative de Smeds et al., 2014^[27] propose de comparer les outils de prédiction en fonction du RSB et du type de réduction du bruit. Parmi les neuf mesures testées, le *CSII*, que nous avons abordé dans les indices prédictifs intrusifs, parvient à prédire le seuil d'intelligibilité avec une erreur de seulement 0,9dB pour les malentendants et 0,4dB pour les normo-entendants. Nous avons vu que l'*HASPI*, publié la même année, offrait des performances encore meilleures. Malgré tout, les conclusions restent celles-ci :

- les méthodes d'analyse à long terme, comme le *SII*, semblent manquer de précision dans la prise en compte des variations rapides induites par les réducteurs de bruit,
- les méthodes d'analyse à court terme, comme le *STOI*, sont de meilleurs prédicteurs de la performance, seulement si elles prennent en compte la corrélation spectrale entre le signal source et le signal bruité.

JUSQU'OU ? LES CONSÉQUENCES DE L'AMÉLIORATION DU RSB

Lorsqu'on pousse les algorithmes d'amélioration du RSB à leur maximum, "Jusqu'ou" peut-on aller avant de voir apparaître des effets contre-productifs ?

À partir des conséquences objectives sur le fonctionnement des aides auditives, nous confronterons les études cliniques qui les mettent à l'épreuve.

Les limites objectives

La perte de gain cible

En 2009, une étude a évalué le RSB à long terme en entrée et en sortie d'aide auditive, en fonction de plusieurs critères de réglage de la compression : Naylor & Johannesson, 2009^[28]. La procédure de séparation des signaux par inversion de phase de Hagerman & Olofsson, appliquée à onze RSB différents, de -10dB à +10dB par pas de 2dB, et pour quatre combinaisons de paramètres temporels – soit 44 mesures – aboutit à la figure 1 ci-après. Plus la compression est rapide, plus la courbe bascule autour d'un point de croisement et s'éloigne de la diagonale parfaite. L'équipe d'auteurs décrit un abaissement progressif des performances du gain sur le signal utile au fur et à mesure de l'amélioration du RSB en entrée. On comprend alors que la comparaison des performances de deux aides auditives entre elles risque d'être perturbée par la variation des critères de test affectés par le RSB :

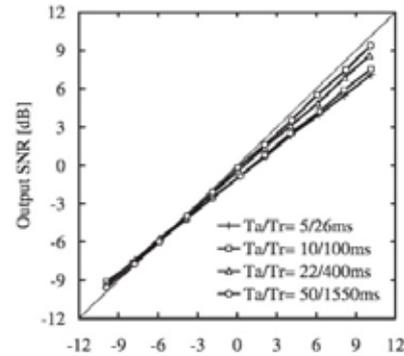


Figure 1. Mesures du RSB en sortie pour une compression monocal de taux 2:1 selon 4 paires de constantes de temps – Naylor & Johannesson, 2009

- un changement du SIB cible de 50% à 80%,
- un changement de la prédictibilité des phrases,
- un changement de la notation par mot en une notation par phrase,
- un changement de l'intelligibilité du locuteur,
- un changement de binaural à monaural,
- un changement du type de bruit, par exemple de non modulé à modulé,
- un changement de la séparation spatiale de la parole et du bruit masquant.

Et cela d'autant plus que les malentendants ont chacun un besoin spécifique d'émergence de la parole dans le bruit pour atteindre la performance cible de 50% d'intelligibilité.

La lecture du SIB_{50} n'est pas suffisante pour caractériser les aides auditives à compression non-linéaire car l'amélioration du seuil d'intelligibilité dépend du RSB en entrée. C'est ce que nous montre l'étude de Rhebergen et al., 2017^[29]. Le calcul du gain sur le signal montre que la compression dynamique large bande WDRC a des effets antagonistes selon que nous sommes en situation de RSB favorable ou défavorable :

- si le signal est supérieur au bruit (RSB > 0dB), les crêtes de la parole émergent au-dessus du bruit. Alors, la compression lisse les crêtes du signal utile, dégradant le RSB de sortie,
- si le bruit est supérieur au signal (RSB < 0dB), le bruit émerge au-dessus de la parole, la compression fait l'inverse (lisse le bruit), améliorant le RSB de sortie.

Définition graphique de la perte de gain cible : sur la figure 2, la courbe d(RSB) passe en négatif lorsque le RSB en entrée augmente.

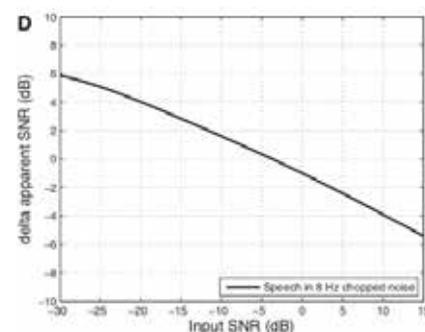


Figure 2. Écart de RSB apparent entre avant et après une WDRC pour de la parole dans un bruit haché à 8Hz – Rhebergen et al., 2017

Il faudra se concentrer sur la variation du RSB, noté $d(\text{RSB})$, avec et sans WDRC, pour mettre en avant l'intérêt de l'algorithme sur l'amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le bruit discontinu. Dans le bruit stationnaire, la mesure montre la même chute dans les RSB favorables que le graphe D (représenté ci-dessus), à ceci près que la variation est nulle – donc pas d'amélioration – dans les RSB défavorables.

Cette dégradation du RSB par la compression en présence de bruit avait été précédemment mesurée par Souza et al., 2006^[30], toujours via la méthode Hagerman & Olofsson. En multicanal, il avait été observé entre 1dB et 3dB de perte (tableau 1), d'autant plus grande que le taux de compression était élevé et le RSB favorable.

RSB en entrée	RSB en sortie après compression multicanal	Variation
-2	-3	-1
+2	0	-2
+6	+3	-3
+10	+7	-3

Tableau 1. Variation du niveau de RSB en sortie (dB) en fonction du RSB en entrée après une compression multicanal – Souza et al., 2006

Une solution est discutée dans le papier de May et al., 2018^[31]: corréler le temps de retour au RSB.

Nous avons déjà le gain linéaire flottant, mis en place par les fabricants d'aides auditives, qui adapte en temps réel les paramètres de compression – CR, T_K , T_a , T_r – aux variations rapides de l'enveloppe du signal complet. Cependant, la technique proposée par les auteurs sus-cités est d'analyser le RSB par bande de fréquence et de faire varier la constante de temps de retour T_r , entre 40ms et 2s, de manière adéquate :

- **RSB élevé** : action rapide appliquée au domaine fréquentiel et temporel de la parole,
- **RSB bas** : action lente pour linéariser le signal fortement bruité.

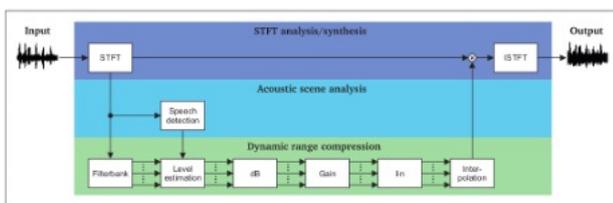


Figure 3. Schéma fonctionnel de la compression liée au RSB, constituée de 3 couches de traitement : (a) analyse et synthèse basées sur la STFT, (b) analyse de la scène sonore, et (c) compression dynamique. (I)STFT pour (Inverse) Short-Time discrete Fourier Transform, ou transformée de Fourier (inverse) – May et al., 2018

Les taux de compression effectifs ont été calculés. La compression liée au RSB rivalise avec les deux vitesses de référence :

- comme attendu, la compression rapide traditionnelle possède les taux de compression les plus forts, et la compression liée au RSB testée ici est capable d'atteindre des taux au moins aussi bons,
- la compression liée au RSB restitue les fluctuations naturelles du bruit de fond, comme le fait la compression lente de référence.

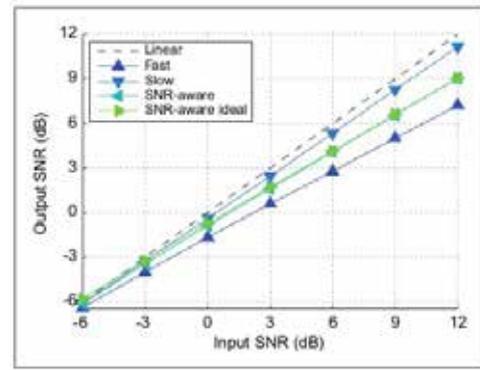


Figure 4. Analyse du RSB en entrée et en sortie pour 4 types de compression et un système linéaire – May et al., 2018

Bien que tous les types de compression conduisent à une perte du gain cible plus prononcée dans les RSB favorables, le concept de la compression liée au RSB (◀) réduit cet écart face à la compression rapide (▲), sans pour autant aller jusqu'au niveau de la compression lente (▼), qui lisse les indices d'enveloppe temporelle.

L'effet de la sélection indifférenciée du niveau de parole et du niveau de bruit a été nommé "speech pause effect", ou "effet pause de parole" par Lai et al., 2013^[32]. En effet, la perte de gain cible apparaît car le bruit au milieu de la parole est amplifié comme s'il s'agissait d'une voix faible. Il en résulte une dégradation du RSB à cause du bruit devenu plus fort. Cet effet de bord de la compression dans le bruit peut être vu soit comme une perte de gain cible sur le signal, soit comme une amplification non désirée du bruit. Dans les deux cas, il dégrade le RSB dès que la parole émerge.

À la différence de May et al. en 2018, Lai et al. avaient, en 2013, étudié la possibilité de réaliser une compression dynamique large bande Adaptative sur le RSB (AWDRC), mais en adaptant le taux de compression et non une constante de temps, par bande de fréquence.

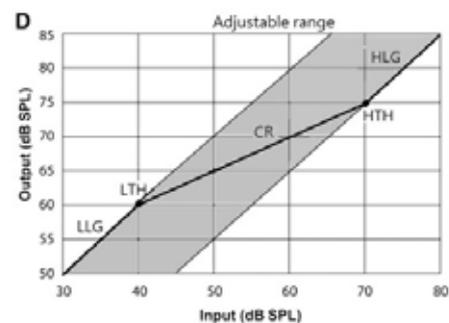


Figure 5. Exemple de plage d'ajustement de la compression AWDRC. La ligne pleine est la fonction entrée/sortie de la WDRC d'origine – Lai et al., 2013

La zone grise sur la figure 5 représente l'étendue de l'adaptation possible en compression par déplacement des seuils et des pentes.

(LLG = gain bas, LTH = seuil bas, CR = taux de compression, HTH : seuil haut, HLG = gain haut)

Comme l'indiquent les auteurs, cette amélioration du RSB à long terme par l'AWDRC pourrait apporter une meilleure intelligibilité dans le bruit. L'impact clinique de ces méthodes devra encore être étudié.

Les effets subjectifs

Dans notre recherche documentaire sur les effets subjectifs de l'amélioration du RSB, nous avons sélectionné 30 études cliniques. Pour cela, nous nous sommes demandé :

- est-ce qu'une mesure du RSB est pratiquée en entrée ou en sortie ?
- quelles sont les métriques évaluées ?
- quelles sont les variables de tests ?
- quelles sont les conclusions ?

Les données extraites des études sont présentées dans le tableau 2 ci-après.

L'amélioration du confort d'écoute

Ces 30 expériences cliniques sélectionnées font appel à tous les concepts présentés dans les chapitres précédents, ce qui permet d'en faire le bilan.

Le confort d'écoute

Les technologies de réduction du bruit apportent donc une capacité accrue à supporter le bruit et à adhérer au port d'une aide auditive, comme le montre l'étude de Nabelek et al., 2006^[51] qui a introduit l'ANL, *Acceptable Noise Level*, ou niveau de bruit acceptable. Le confort d'écoute apporté par les algorithmes de réduction du bruit est subjectivement privilégié par les malentendants^{[33][37][39][48][50][60]}, jusqu'à un certain taux d'amélioration^[59]. Une différence individuelle dans la perception de la gêne sonore est à noter^[38].

La préférence individuelle

La préférence individuelle peut être mesurée en terme de clarté^[43], de qualité sonore^{[45][62]} ou de préférence par paires^[47]. Dans certaines conditions environnementales, l'amélioration n'est pas perceptible^[61], ou bien aucun changement de satisfaction n'est observé^{[34][37]}.

La réduction de l'effort d'écoute

L'intelligibilité

Selon les conditions des études et les technologies de réduction du bruit utilisées, on trouve des résultats variables à l'amélioration du RSB. Ces conclusions contradictoires concernant l'impact sur l'intelligibilité sont assez équitablement réparties : cinq études montrent une amélioration de l'intelligibilité^{[37][45][47][55][59]}, cinq autres études rapportent qu'aucun changement notable n'est observé^{[34][41][49][56][57]}, et quatre études enfin parlent de différences individuelles liées à la perte auditive ou à la mémoire de travail^{[35][36][42][55]}.

L'effort d'écoute

Cette libération des ressources cognitives apportée par l'augmentation du contraste positif entre le signal et le bruit^[56] permet une diminution de l'effort d'écoute^{[41][43][44][55][58][62]}, améliore l'apprentissage de nouveaux mots chez les enfants^[54] et diminue le temps de réponse^[58]. Les sujets à forte mémoire de travail bénéficient le plus de cette amélioration^[55].

Le matériel

En plus de l'environnement et des caractéristiques auditives des patients, il existe une forte variabilité entre les appareils, qui peut s'expliquer par le réglage des différents algorithmes de traitement du signal^{[33][38][40]} et surtout par les technologies utilisées pour influencer sur le RSB :

- compression linéaire ou large bande^[52],
- compression liée au RSB ou non^[47],
- réduction du bruit liée à la directivité ou non^[53],
- réduction du bruit liée à la compression ou non^[46],
- compression rapide associée à la directivité^[55],

- réseau de neurones récurrents ou soustraction spectrale^[45],
- soustraction spectrale adaptative ou non^[57].

DISCUSSION

Le couplage acoustique

Les considérations concernant l'adaptation prothétique n'ont pas été traitées. Or, ce point est crucial pour l'audioprothésiste ; la recherche de l'amélioration du confort et de l'intelligibilité dans le bruit passe par le réglage et l'adaptation.

Les effets bénéfiques du traitement du signal sur le RSB, que ce soit via la directivité ou la réduction du bruit, sont considérablement amoindris dans le cas d'adaptations "open-fit". Et, par corollaire, les effets néfastes sont également moins perceptibles.

Une technique de mesure du RSB *in vivo* a tout de même été repérée : Bell et al., 2010^[63]. Elle propose d'évaluer l'impact de la directivité sur l'amélioration du RSB, grâce à un KEMAR d'abord, puis sur oreilles réelles. Mais les résultats sont sujets à une forte variabilité interindividuelle, due aux facteurs physiologiques et mécaniques : taille de la tête, type d'embout et type d'évent.

Synthèse

Le mémoire dont est extrait cet article avait pour objectif d'étudier la littérature scientifique autour de ces deux sujets : l'amélioration du RSB en sortie d'aides auditives et la corrélation entre les métriques objectives et subjectives. Nous concluons en constatant que le travail de réglage d'une aide auditive dans le bruit consiste à trouver un bénéfice en équilibre entre l'amélioration de l'intelligibilité et l'amélioration du confort d'écoute ; les actions des algorithmes de traitement du signal étant contre-productives dans ces deux voies.

Lorsqu'on s'interroge sur le choix prothétique et qu'on sélectionne une gamme d'appareil pour le patient, il est important d'en connaître les avantages et les limites. Ainsi, plusieurs études valident le fonctionnement des aides auditives avancées ou premiums – typiquement les Classes II – mais tempèrent leur bénéfice dans des conditions réelles. En outre, les auteurs d'études cliniques concluent fréquemment en rappelant que les résultats ont été obtenus en laboratoire et qu'ils sont reproductibles dans des conditions strictement identiques.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] McShefferty, D., Whitmer, W. M., & Akeroyd, M. A. (2015). The just-noticeable difference in speech-to-noise ratio. *Trends in Hearing*, 19. doi: 10.1177/2331216515572316
- [2] Souza, P., Arehart, K., & Neher, T. (2015). Working Memory and Hearing Aid Processing: Literature Findings, Future Directions, and Clinical Applications. *Frontiers in Psychology*, 6, 1894. doi: 10.3389/fpsyg.2015.01894
- [3] Pals, C., Sarampalis, A., Rijn, H. van, & Bakken, D. (2015). Validation of a simple response-time measure of listening effort. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 138(3), EL187-192. doi: 10.1121/1.4929614
- [4] Ohlenforst, B., Zekveld, A. A., Lunner, T., Wendt, D., Naylor, G., Wang, Y., Versfeld, N. J., & Kramer, S. E. (2017). Impact of stimulus-related factors and hearing impairment on listening effort as indicated by pupil dilation. *Hearing Research*, 351, 68-79. doi: 10.1016/j.heares.2017.05.012
- [5] Zekveld, A. A., Kramer, S. E., & Festen, J. M. (2010). Pupil response as an indication of effortful listening: the influence of sentence intelligibility. *Ear and Hearing*, 31(4), 480-490. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181d4f251
- [6] MacPherson, A., & Akeroyd, M. A. (2014). Variations in the Slope of the Psychometric Functions for Speech Intelligibility: A Systematic Survey. *Trends in Hearing*, 18, 233121651453772. doi: 10.1177/2331216514537722
- [7] Wu, Y.-H., Stangl, E., Zhang, X., Perkins, J., & Eilers, E. (2016). Psychometric Functions of Dual-Task Paradigms for Measuring Listening Effort. *Ear and Hearing*, 37(6), 660-670. doi: 10.1097/AUD.0000000000000335
- [8] Goyette, A., Crukley, J., & Galster, J. (2018). The Effects of Varying Directional Bandwidth in Hearing Aid Users' Preference and Speech-in-Noise Performance. *American Journal of Audiology*, 27(1), 95-103. doi: 10.1044/2017_AJA-17-0063
- [9] Smeds, K., Wolters, F., & Rung, M. (2015). Estimation of Signal-to-Noise Ratios in Realistic Sound Scenarios. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(2), 183-196. doi: 10.3766/jaaa.26.2.7
- [10] Falk, T. H., Parsa, V., Santos, J. F., Arehart, K., Hazrati, O., Huber, R., Kates, J. M., & Scollie, S. (2015). Objective Quality and Intelligibility Prediction for Users of Assistive Listening Devices: Advantages and limitations of existing tools. *IEEE Signal Processing Magazine*, 32(2), 114-124. doi: 10.1109/MSP.2014.2358871

Sigles et abréviations utilisés : ANL = niveau de bruit acceptable, DIR = directivité, (W)DRC = compression dynamique (large bande), ME = malentendants, NE = normo-entendants, RB = réduction du bruit, RNR = réseau de neurones récurrents, SIB = seuil d'intelligibilité dans le bruit, SS = soustraction spectrale.

Étude	Effectif	Type de surdité	Métriques évaluées	Variables de test
[33]	18	perte auditive neurosensorielle moyenne	confort d'écoute via ANL	type de DIR (omni., dir.), type de RB (multicanaux, large bande)
[34]	8	perte auditive neurosensorielle moyenne	SIB, note de qualité	type de bruit (stationnaire, modulé), avec et sans RB par bande fine
[35]	24	perte auditive neurosensorielle légère à moyenne	RSB, SIB	temps de retour DRC, nombre de canaux DRC
[36]	31	perte auditive moyenne à haute fréquence	SIB, note de qualité, mémoire de travail via <i>span test</i>	perte auditive, distorsion d'enveloppe
[37]	10	normo-entendants jeunes	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	type de RB, RSB variable
[38]	10	mêmes sujets que [5]	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	modèle d'appareil, avec et sans RB
[39]	20	perte auditive neurosensorielle moyenne	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	RSB variable (6 niveaux), modèle d'appareil
[40]	16	même sujets que [7] (-4 non participants)	mesures acoustiques d'influence du traitement, mesure perceptive de détection du traitement, mesure perceptive de la gêne / naturel / préférence	modèle d'appareil, traitement (DRC, RB, DRC+RB)
[41]	12	perte auditive neurosensorielle bilatérale ($\Delta < 15$ dB entre oreilles)	SIB via <i>R-SPIN</i> , réaction visuelle, mémoire de travail, vitesse de traitement, facilité d'écoute (auto-évaluée)	avec et sans RB
[42]	11	perte auditive moyenne bilatérale	variation de l'ANL, variation du RSB	type de RB sur ordinateur (sans, optimale, simulation d'une RB embarquée, limitée à 6dB puis à 8dB avec estimation du RSB)
	10	normo-entendants		
[43]	24	normo-entendants	temps de réponse, SIB (reconnaissance de phonèmes), qualité de son (note), mesure de cohérence	avec et sans RB, RSB variable (0 et +5dB)
[44]	12	normo-entendants	Identification (reconnaître le dernier chiffre), arithmétique (additionner le 1er et le 3ème), intelligibilité (reconnaître les trois chiffres), mesure des temps de réponse	RSB variable (-6dB, -1dB, +4dB, calme)
[45]	8	perte auditive légère à moyenne	préférence subjective par paires de RSB (intelligibilité et qualité du son), 3 évaluations objectives (<i>STOI</i> notamment), + <i>HASQI</i>	type de RB (sans, SS 5ms, SS 20ms, RNR), rapport parole / babil (de -5dB à +10dB)
[46]	12	perte auditive neurosensorielle bilatérale moyenne ($\Delta < 20$ dB entre oreilles)	variation du RSB, contraste spectral, SIB, notes subjectives (distorsion, gêne, effort, note globale)	10 configurations de RB/DRC (série/parallèle/multiplicative), type de bruit (stationnaire, babil)
	13	normo-entendants		
[47]	17	7 N2, 7 N3, 3 N4 selon courbes standard	SIB, préférence subjective (par paires)	type de DRC (rapide, lente, liée au RSB), type de bruit (ICRA, bruit d'usine)
[48]	30	perte auditive neurosensorielle moyenne à moyenne degré 2	confort d'écoute via ANL	type de traitement (RB, DIR et combinaison), type de bruit (locuteur unique, bruit spectral, babil)
[49]	25	perte auditive neurosensorielle moyenne à moyenne degré 2	SIB, mesure du RSB	type de DRC (linéaire, WDRC), avec et sans RB, RSB variable
	25	normo-entendants		
[50]	22	perte auditive neurosensorielle bilatérale légère à moyenne	SIB via <i>HINT</i> , test ANL	avec et sans RB, RSB variable
[51]	191	malentendants (port régulier, port occasionnel, non appareillés)	SIB via <i>SPIN</i> , test ANL, succès de l'appareillage	avec et sans aide auditive

[52]	6	normo-entendants	SIB, spectre à long-terme	niveau global (fonction de la modulation), commande de la DRC (simulation du RSB d'entrée), RSB variable
[53]	18	perte auditive neurosensorielle	SIB via <i>HINT</i> , confort d'écoute via <i>ANL</i>	type de DIR (omni., dir.), avec et sans "speech enhancer"
[54]	26	41 NE, 26 ME (8-9 ans et 11-12 ans)	âge, NE / ME, apprentissage de mots (<i>PPVT-3</i>)	avec et sans RB
[55]	23	perte auditive neurosensorielle bilatérale légère à moyenne 2	modification d'enveloppe (via corrélation cepstrale + <i>HASQI</i>), mémoire de travail (via <i>Reading Span Test</i>)	type de DIR (omni., dir.), vitesse WDRC (rapide, lente), RSB variable (0, +5dB, +10dB)
[56]	25	normo-entendants	effort d'écoute en double tâche (répéter le dernier mot, le retenir + réagir à un stimulus visuel)	avec et sans RB, RSB variable
[57]	16	8 de 5 à 7 ans, 8 de 8 à 10 ans, perte auditive neurosensorielle légère à moyenne 2	SIB (logatomes, mots, phrases), âge langagier (<i>PPVT-3</i>)	avec et sans RB, RSB variable
[58]	12	normo-entendants jeunes	SIB (triplet de digits), temps de réponse en double tâche (identifier le dernier digit et faire l'addition premier et dernier), effort d'écoute (note)	type de RB (masque binaire idéal, estimateur d'erreur quadratique moyenne minimale) RSB variable (de -5dB à +∞)
[59]	32	perte auditive neurosensorielle	SIB via <i>MHINT</i> (en mandarin), test <i>ANL</i> , note de qualité du son	niveau de RB (off, 8, 14, 20)
[60]	25	perte auditive neurosensorielle	<i>ANL</i> mesuré, <i>ANL</i> prédit	avec et sans RB, type de DRC (linéaire, WDRC), position du bruit (devant, derrière), appareillé ou non
[61]	54	perte auditive légère à moyenne	SIB via <i>HINT</i> , effort d'écoute, qualité du son, localisation, questionnaires (<i>APHAB</i> , <i>SSQ</i> , <i>SADL</i>)	traitement DIR et RB (avec, sans), gamme d'appareil (standard, premium)
[62]	10	perte auditive neurosensorielle ou mixte bilatérale ($\Delta < 20$ dB entre oreilles)	SIB via <i>HINT</i> , préférence pendant 3 semaines, questionnaires (confort d'écoute, facilité de compréhension, qualité du son)	puissance de la RB ambiant (off, moyenne, forte), comportement de la RB (variable, constant)

Tableau 2. Données extraites des études cliniques

[11] Hornsby, B. W. Y. (2004). The Speech Intelligibility Index: What is it and what's it good for? *The Hearing Journal*, 57(10), 10-17. https://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2004/10000/The_Speech_Intelligibility_Index_What_is_it_and_3.aspx

[12] Loizou, P. C., & Ma, J. (2011). Extending the articulation index to account for non-linear distortions introduced by noise-suppression algorithms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(2), 986-995. doi: 10.1121/1.3605668

[13] Rhebergen, K. S., & Versfeld, N. J. (2005). A Speech Intelligibility Index-based approach to predict the speech reception threshold for sentences in fluctuating noise for normal-hearing listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117(4), 2181-2192. doi: 10.1121/1.1861713

[14] Kuyk, S. van, Kleijn, W. B., & Hendriks, R. C. (2018). An Evaluation of Intrusive Instrumental Intelligibility Metrics. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 26(11), 2153-2166. doi: 10.1109/TASLP.2018.2856374

[15] Huber, R., & Kollmeier, B. (2006). POMO-Q—A New Method for Objective Audio Quality Assessment Using a Model of Auditory Perception. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 14(6), 1902-1911. doi: 10.1109/TASL.2006.883259

[16] Huber, R., Parsa, V., & Scollie, S. (2014). Predicting the perceived sound quality of frequency-compressed speech. *PLoS One*, 9(11), e110260. doi: 10.1371/journal.pone.0110260

[17] Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2014a). The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI). *Speech Communication*, 65, 75-93. doi: 10.1016/j.specom.2014.06.002

[18] Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2014b). The Hearing-Aid Speech Quality Index (HASQI) Version 2. *AES: Journal of the Audio Engineering Society*, 62(3), 99-117. <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=17126>

[19] Kates, J. M., Arehart, K. H., Anderson, M. C., Kumar Muralimanohar, R., & Harvey, L. O. J. (2018). Using Objective Metrics to Measure Hearing Aid Performance. *Ear and Hearing*, 39(6), 1165-1175. doi: 10.1097/AUD.0000000000000574

[20] Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise. *Acta Acustica united with Acustica*, 90(2), 356-361. <http://www.ingentaconnect.com/content/dav/aaa/2004/00000090/00000002/art00016>

[21] Miller, C. (2013). The role of aided signal-to-noise ratio in aided speech perception in noise [Thesis]. <https://digital.lib.washington.edu/443/researchworks/handle/1773/22834>

[22] Aubreville, M., & Petrusch, S. (2015). Directionality assessment of adaptive binaural beamforming with noise suppression in hearing aids. 211-215. doi: 10.1109/ICASSP.2015.7177962

[23] Husstedt, H., Mertins, A., & Frenz, M. (2018). Evaluation of Noise Reduction Algorithms in Hearing Aids for Multiple Signals From Equal or Different Directions. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518803198. doi: 10.1177/2331216518803198

[24] Houben, R., Brons, I., & Dreschler, W. A. (2011). A method to remove differences in frequency response between commercial hearing aids to allow direct comparison of the sound quality of hearing-aid features. *Trends in Amplification*, 15(1), 77-83. doi: 10.1177/1084713811413303

[25] Naylor, G. (2016). Theoretical Issues of Validity in the Measurement of Aided Speech Reception Threshold in Noise for Comparing Nonlinear Hearing Aid Systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(7), 504-514. doi: 10.3766/jaaa.15093

[26] Keidser, G., Brew, C., Brewer, S., Dillon, H., Grant, F., & Storey, L. (2005). The preferred response slopes and two-channel compression ratios in twenty listening conditions by hearing-impaired and normal-hearing listeners and their relationship to the acoustic input. *International Journal of Audiology*, 44(11), 656-670. doi: 10.1080/14992020500266803

[27] Smeds, K., Leijon, A., Wolters, F., Hammarstedt, A., Båsjö, S., & Hertzman, S. (2014). Comparison of predictive measures of speech recognition after noise reduction processing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 136(3), 1363. doi: 10.1121/1.4892766

[28] Naylor, G., & Johannesson, R. B. (2009). Long-Term Signal-to-Noise Ratio at the Input and Output of Amplitude-Compression Systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20(03), 161-171. doi: 10.3766/jaaa.20.3.2

[29] Rhebergen, K. S., Maalderink, T. H., & Dreschler, W. A. (2017). Characterizing Speech Intelligibility in Noise After Wide Dynamic Range Compression. *Ear and Hearing*, 38(2), 194-204. doi: 10.1097/AUD.0000000000000369

[30] Souza, P. E., Jenstad, L. M., & Boike, K. T. (2006). Measuring the acoustic effects of compression amplification on speech in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(1), 41-44. doi: 10.1121/1.2108861

[31] May, T., Kowalewski, B., & Dau, T. (2018). Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518790903. doi: 10.1177/2331216518790903

[32] Lai, Y.-H., Li, P.-C., Tsai, K.-S., Chu, W.-C., & Young, S.-T. (2013). Measuring the long-term SNRs of static and adaptive compression amplification techniques for speech in noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 24(8), 671-683. doi: 10.3766/jaaa.24.8.4

[33] Ahmadi, R., Jalilvand, H., Mahdavi, M. E., Ahmadi, F., & Baghban, A. R. A. (2018). The Effects of Hearing Aid Digital Noise Reduction and Directionality on Acceptable Noise Level. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, 11(4), 267-274. doi: 10.21053/ceo.2018.00052

[34] Alcántara, J. L., Moore, B. C. J., Kühnel, V., & Launer, S. (2003). Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. *International Journal of Audiology*, 42(1), 34-42. doi: 10.3109/14992020309056083

[35] Alexander, J. M., & Masterson, K. (2015). Effects of WDRC release time and number of channels on output SNR and speech recognition. *Ear and Hearing*, 36(2), e35-49. doi: 10.1097/AUD.0000000000000115

[36] Arehart, K., Souza, P., Kates, J., Lunner, T., & Pedersen, M. S. (2015). Relationship Among Signal Fidelity, Hearing Loss, and Working Memory for Digital Noise Suppression. *Ear and Hearing*, 36(5), 505-516. doi: 10.1097/AUD.0000000000000173

[37] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2012). Perceptual effects of noise reduction by time-frequency masking of noisy speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(4), 2690-2699. doi: 10.1121/1.4747006

[38] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2013). Perceptual effects of noise reduction with respect to personal preference, speech intelligibility, and listening effort. *Ear and Hearing*, 34(1), 29-41. doi: 10.1097/AUD.0b013e31825f299f

- [39] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2014). Effects of Noise Reduction on Speech Intelligibility, Perceived Listening Effort, and Personal Preference in Hearing-Impaired Listeners. *Trends in Hearing*, 18, 233121651455392. doi: 10.1177/2331216514553924
- [40] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2015). Acoustical and Perceptual Comparison of Noise Reduction and Compression in Hearing Aids. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 58(4), 1363 1376. doi: 10.1044/2015_JSLHR-H-14-0347
- [41] Desjardins, J. L. (2016). The Effects of Hearing Aid Directional Microphone and Noise Reduction Processing on Listening Effort in Older Adults with Hearing Loss. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(1), 29 41. doi: 10.3766/jaaa.15030
- [42] Fredelake, S., Holube, I., Schlueter, A., & Hansen, M. (2012). Measurement and prediction of the acceptable noise level for single-microphone noise reduction algorithms. *International Journal of Audiology*, 51(4), 299 308. doi: 10.3109/14992027.2011.645075
- [43] Gustafson, S., McCreery, R., Hoover, B., Kopun, J. G., & Stelmachowicz, P. (2014). Listening effort and perceived clarity for normal-hearing children with the use of digital noise reduction. *Ear and Hearing*, 35(2), 183 194. doi: 10.1097/01.aud.0000440715.85844.b8
- [44] Houben, R., Doorn-Bierman, M. van, & Dreschler, W. A. (2013). Using response time to speech as a measure for listening effort. *International Journal of Audiology*, 52(11), 753 761. doi: 10.3109/14992027.2013.832415
- [45] Keshavarzi, M., Goehring, T., Turner, R. E., & Moore, B. C. J. (2019). Comparison of effects on subjective intelligibility and quality of speech in babble for two algorithms: A deep recurrent neural network and spectral subtraction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 145(3), 1493. doi: 10.1121/1.5094765
- [46] Kortlang, S., Chen, Z., Gerkmann, T., Kollmeier, B., Hohmann, V., & Ewert, S. D. (2018). Evaluation of combined dynamic compression and single channel noise reduction for hearing aid applications. *International Journal of Audiology*, 57(sup3), S43 S54. doi: 10.1080/14992027.2017.1300695
- [47] Kowalewski, B., Dau, T., & May, T. (2020). Perceptual Evaluation of Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing*, 24, 2331216520930531. doi: 10.1177/2331216520930531
- [48] Lowery, K. J., & Plyler, P. N. (2013). The effects of noise reduction technologies on the acceptance of background noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 24(8), 649 659. doi: 10.3766/jaaa.24.8.2
- [49] Miller, C. W., Bentler, R. A., Wu, Y.-H., Lewis, J., & Tremblay, K. (2017). Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm. *International Journal of Audiology*, 56(8), 568 579. doi: 10.1080/14992027.2017.1305128
- [50] Mueller, H. G., Weber, J., & Hornsby, B. W. Y. (2006). The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise. *Trends in Amplification*, 10(2), 83 93. doi: 10.1177/1084713806289553
- [51] Nabelek, A. K., Freyaldenhoven, M. C., Tampas, J. W., Burchfiel, S. B., & Muenchen, R. A. (2006). Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(9), 626 639. doi: 10.3766/jaaa.17.9.2
- [52] Olsen, H. L., Olofsson, A., & Hagerman, B. (2005). The effect of audibility, signal-to-noise ratio, and temporal speech cues on the benefit from fast-acting compression in modulated noise. *International Journal of Audiology*, 44(7), 421 433. doi: 10.1080/14992020500175855
- [53] Peeters, H., Kuk, F., Lau, C.-c., & Keenan, D. (2009). Subjective and Objective Evaluation of Noise Management Algorithms. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20(02), 089 098. doi: 10.3766/jaaa.20.2.2
- [54] Pittman, A. (2011). Age-related benefits of digital noise reduction for short-term word learning in children with hearing loss. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 54(5), 1448 1463. doi: 10.1044/1092-4388(2011/10-0341)
- [55] Rallapalli, V., Ellis, G., & Souza, P. (2020). Effects of Directionality, Compression, and Working Memory on Speech Recognition. *Ear and Hearing*, 42(3), 492 505. doi: 10.1097/AUD.0000000000000970
- [56] Sarampalis, A., Kalluri, S., Edwards, B., & Hafter, E. (2009). Objective measures of listening effort: effects of background noise and noise reduction. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 52(5), 1230 1240. doi: 10.1044/1092-4388(2009/08-0111)
- [57] Stelmachowicz, P., Lewis, D., Hoover, B., Nishi, K., McCreery, R., & Woods, W. (2010). Effects of digital noise reduction on speech perception for children with hearing loss. *Ear and Hearing*, 31(3), 345 355. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181cda9ce
- [58] Tillaart-Haverkate, M. van den, Ronde-Brons, I. de, Dreschler, W. A., & Houben, R. (2017). The Influence of Noise Reduction on Speech Intelligibility, Response Times to Speech, and Perceived Listening Effort in Normal-Hearing Listeners. *Trends in Hearing*, 21, 2331216517716844. doi: 10.1177/2331216517716844
- [59] Wong, L. L. N., Chen, Y., Wang, Q., & Kuehnel, V. (2018). Efficacy of a Hearing Aid Noise Reduction Function. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518782839. doi: 10.1177/2331216518782839
- [60] Wu, Y.-H., & Stangl, E. (2013). The effect of hearing aid signal-processing schemes on acceptable noise levels: perception and prediction. *Ear and Hearing*, 34(3), 333 341. doi: 10.1097/AUD.0b013e31827417d4
- [61] Wu, Y.-H., Stangl, E., Chipara, O., Hasan, S. S., DeVries, S., & Oleson, J. (2019). Efficacy and Effectiveness of Advanced Hearing Aid Directional and Noise Reduction Technologies for Older Adults With Mild to Moderate Hearing Loss. *Ear and Hearing*, 40(4), 805 822. doi: 10.1097/AUD.0000000000000672
- [62] Zakis, J. A., Hau, J., & Blamey, P. J. (2009). Environmental noise reduction configuration: Effects on preferences, satisfaction, and speech understanding. *International Journal of Audiology*, 48(12), 853 867. doi: 10.3109/14992020903131117
- [63] Bell, S. L., Creeke, S. A., & Lutman, M. E. (2010). Measuring real-ear signal-to-noise ratio: application to directional hearing aids. *International Journal of Audiology*, 49(3), 238 246. doi: 10.3109/14992020903280146

Oticon

L'excellence audilogique au service de l'utilisateur

Leader technologique



OTICON | More



OTICON | Own



OTICON | Play PX



BrainHearing



Réseau
Neuronal
Profond



Expérience
sonore
supérieure



Preuves
scientifiques

PRISE EN CHARGE AUDIOPROTHÉTIQUE DES MALENTENDANTS APPAREILLÉS TRAVAILLANT EN MILIEU BRUYANT : « APPLICATION DES RECOMMANDATIONS DE RÉGLAGES »



Auteur

Adélaïde MULFINGER

DE Audioprothésiste
diplômée de la faculté de
Pharmacie de Nancy.

Le bruit dans le monde du travail est un problème de santé publique car il provoque des surdités professionnelles.

Grâce à un programme spécifique et des embouts étanches, les salariés malentendants porteurs d'aides auditives travaillant dans un milieu bruyant, peuvent être protégés des nuisances sonores.

Non seulement, ces prothèses les préservent, mais elles participent aussi à une meilleure compréhension des conversations et à la détection des signaux d'alerte de danger.

1. INTRODUCTION

Aujourd'hui, les options de traitement implémentées dans les aides auditives sont performantes et contiennent des algorithmes qui permettent la gestion des sons forts et des sons impulsifs ; ceux qui à termes, après une exposition plus ou moins longue, peuvent dégrader le capital auditif de l'oreille. C'est la raison pour laquelle nous nous sommes posé la question, « pourquoi ne pourrait-on pas utiliser les prothèses auditives dotées de ces options comme protection auditive lorsque celles-ci travaillent en milieu bruyant ? »

Plusieurs travaux de mémoire de fin d'étude en audioprothèse ont déjà été réalisés sur ce sujet afin de pouvoir répondre à cette question. Le premier fut celui de Justine GERARD^[1]. Son travail s'est surtout axé sur un état des lieux de l'exposition sonore et des situations de confort au travail dans un milieu bruyant pour des personnes malentendantes appareillées.

Par la suite, Jean-Damien CLAUSS a axé ses recherches sur l'élaboration d'un protocole de réglage des aides auditives². Il a validé de manière théorique au travers de mesures objectives sur tête artificielle la possibilité d'utiliser des prothèses auditives avec embouts auriculaires comme protecteurs actifs contre les nuisances sonores que l'on peut rencontrer au travail.

Il était donc tout naturel de poursuivre ce travail afin de vérifier la faisabilité de ces recommandations en situations réelles. Nous avons donc réalisé une première série de tests dans des salles d'essai à l'INRS¹ avant de confronter les réglages optimisés aux conditions de terrain : mesures de niveaux d'exposition sonore à la sortie de l'aide auditive dans une fonderie et dans un garage automobile.

2. LA LÉGISLATION CONCERNANT LA PROTECTION DES SALARIÉS CONTRE LE BRUIT

Pour rappel, le niveau d'exposition sonore ne doit pas dépasser 80 dBA sur 8h et à partir de 85 dBA, des mesures de protection individuelle contre le bruit doivent être mises en place par l'employeur. Une réglementation a été mise en place à partir de 2006 afin de limiter les surdités professionnelles qui se placent au 4ème au rang des maladies professionnelles en France^[3].

Le tableau n°1 récapitule les mesures à prendre par l'employeur en fonction des niveaux d'exposition au bruit pour limiter les effets du bruit sur l'audition des salariés.

	Niveau d'exposition quotidien sur 8h ($L_{eq,8h}$)	Pic d'exposition ($L_{peak,C}$)	Actions mises en place
1er seuil d'action	80 dBA	135 dB _C	Mise à disposition de PICB. Informez les employés. Mesurer le niveau d'exposition quotidiennement.
2ème seuil d'action	85 dBA	137 dB _C	Les PICB doivent être portés. Indiquer les zones bruyantes. Suivi audiométrique par le médecin du travail. Mise en œuvre pour réduire le bruit.
3ème seuil d'action	87 dBA	140 dB _C	L'activité doit être arrêtée.
	Valeur effectuée au fond du conduit auditif avec les PICB portés.		

Tableau 1. Valeurs réglementaires dans les lieux de travail.³

3. LA SURDITÉ PROFESSIONNELLE

Elle est reconnue comme maladie professionnelle depuis 1963 et il existe 4 stades d'évolution de la surdité professionnelle qui sont représentés sur la figure n°1 :

- Le 1^{er} stade (courbe bleue), correspond à un léger scotome sur les fréquences autour du 4000 Hz. Il n'y a généralement pas de plaintes du salarié car il ne ressent pas de gêne sociale,
- À partir du 2^{ème} stade, (courbe rouge), une gêne commence à se faire sentir par les salariés avec la confusion de certains mots. La zone fréquentielle s'élargit et se creuse autour des 4000 Hz,
- Le 3^{ème} stade (courbe verte), s'observe après dix à quinze ans d'exposition au bruit. La gêne sociale s'accroît avec des problèmes d'incompréhension. Souvent, s'associe à cette surdité, l'apparition d'acouphènes fréquents avec une répercussion sur l'irritabilité et la fatigue du salarié,
- Le dernier stade, (courbe violette), est un stade de surdité sévère avec un handicap social majeur.

1. INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité.

Il n'existe pas de traitement curatif mais en cas de surdité avérée à la suite d'une surexposition au bruit, il faut retirer le travailleur du milieu bruyant, si cela est possible, mettre en place des moyens de protection collectives et/ou individuelles contre le bruit.

Seules la réglementation et la prévention peut limiter cette surdité professionnelle.

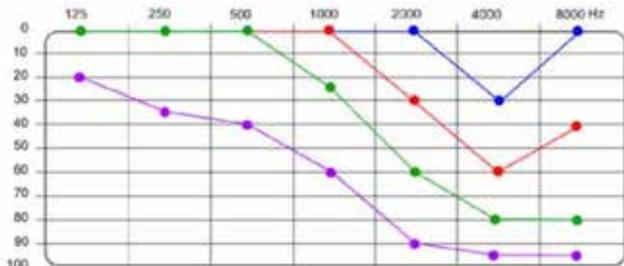


Figure 1. Evolution des seuils en audiométrie tonale en cas de traumatisme sonore chronique en fonction du temps. ⁴ courbe bleue : stade 1, courbe rouge : stade 2, courbe verte : stade 3, courbe violette : stade 4.

Cette surdité induit des problèmes d'audibilité et d'intelligibilité qui peuvent engendrer d'autres accidents professionnels à la suite d'une consigne non comprise ou d'un signal d'alerte non entendu.

4. L'AUDIBILITÉ

L'audibilité est la perception d'un son. Les tests qui permettent d'évaluer l'audibilité se réalisent dans le silence ou dans le bruit ; on utilise généralement des signaux sonores réactogènes comme des sons purs, signaux d'alerte.

Une différence d'au moins 15 dB entre le niveau de bruit des avertisseurs sonores et le niveau de bruit ambiant est préconisée par l'ISO² pour obtenir une bonne audibilité ^[4]. D'autre part, la fréquence du signal d'alerte est aussi spécifiée par les normes ISO 7731³ et ISO 9533⁴ ^[4, 5].

Une étude a été réalisée par l'IRSST ⁵ ^[6] sur les rapports signal sur bruit pour la détection des signaux d'alerte et ils ont utilisé lors de leur étude une alarme de marque Grote® qui génère un son pur de 1264 Hz. Ici, dans nos tests d'audibilité, nous utiliserons un signal sonore appelé « beep de recul » de fréquence 1264Hz.

5. L'INTELLIGIBILITÉ

L'intelligibilité est la compréhension d'un message verbal. La passation des tests d'intelligibilité s'effectue également dans le silence et/ou dans le bruit, avec différents messages verbaux. Il existe différents matériels vocaux comme les listes de Lafon, les phrases de Combescurse... On va préférer une liste spécifiquement en fonction de l'unité de mesure (l'item) des scores d'intelligibilité que l'on souhaite étudier : soit des phonèmes, des mots ou bien une phrase.

Pour mesurer, quantifier l'audibilité et l'intelligibilité dans le bruit, il est possible également d'utiliser un test appelé l'ANL⁶.

6. L'ANL : ACCEPTABLE NOISE LEVEL

L'ANL est une audiométrie vocale dans le bruit. D'après le Dr NABELEK ⁷, il existe une différence entre la compréhension de la parole dans le bruit et le fait d'accepter le bruit pendant l'écoute de la parole.

ANL : Acceptable Noise Level, correspond au niveau de bruit acceptable pour un individu afin qu'il puisse continuer à comprendre une information sonore. Celle-ci peut-être soit un son pur comme les avertisseurs sonores des radars de recul, ou un signal de parole.

Dans notre étude, nous allons détourner l'objectif initial de ce test car nous recherchons le niveau de bruit n'altérant pas la compréhension et ainsi quantifier l'audibilité et l'intelligibilité en fonction des signaux émis ; et ce test est simple et rapide à réaliser.

L'ANL se calcule de la méthode suivante :

$$ANL_{(en\ dB)} = MCL_{(en\ dB)} - BNL_{(en\ dB)}$$

MCL= Most Comfortable listening Level qui correspond au niveau d'écoute le plus confortable.

BNL= Background Noise Level qui correspond au niveau de bruit maximum tolérable.

7. RÉSUMÉ DES PREMIÈRES ÉTUDES MENÉES

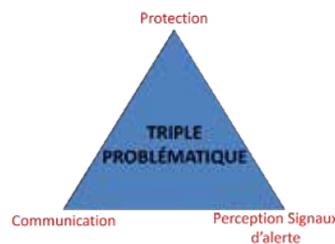


Figure 2. Schéma de la triple problématique

Le premier mémoire fut celui de Justine GERARD

^[1]. A la suite de ses recherches sur la nocivité des sons forts et des bruits impulsifs, sur les maladies professionnelles liées au bruit et à son questionnaire, son étude a permis de mettre en évidence, comme l'illustre la figure n°2, une triple problématique :

- La protection contre le bruit pour préserver son capital auditif et se prévenir à une surdité précoce,
- La perception des signaux d'alerte qui permet d'éviter d'autres accidents professionnels comme l'écrasement par un engin de chantier...,
- La communication entre les salariés.

Son étude a permis de dresser un bilan sur le comportement et le confort d'un petit échantillon de personnes malentendantes travaillant dans le bruit.

Elle a pu constater que les réglages n'étaient pas adaptés à leur milieu professionnel et ainsi que les niveaux de sortie dépassaient souvent leurs seuils d'inconfort. Par conséquent, s'ils gardent leurs aides auditives au travail, ils se peuvent retrouver au-dessus des limites de la réglementation et se retrouvent dans des situations aggravantes pour leur capital auditif. Ceci a suscité un premier questionnement sur la capacité d'un appareil auditif à jouer le rôle de protecteur actif du type PICB⁷.

Le second mémoire fut celui de Jean-Damien CLAUSS ^[2] qui a ciblé son travail sur 3 axes :

- L'atténuation passive apportée par les embouts des aides auditives en milieu bruyant,
- L'atténuation active grâce à un programme spécifique pour le travail qui aura pour but de garantir une protection contre les bruits intenses,
- La détermination d'un rapport signal sur bruit pour la détection des signaux d'alerte.

2. ISO : Organisation Internationale de normalisation.

3. Norme ISO 7731 : Signaux de danger pour les lieux publics et lieux de travail, signaux de dangers auditifs.

4. Norme ISO 9533 : 1Avertisseurs sonores de déplacement et de recul monté sur engins, méthodes d'essai et de performance.

5. IRSST : Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail.

6. ANL : Acceptable Noise Level.

7. PICB : Protecteur Individuel Contre le Bruit

Tous ces travaux ont été réalisés en laboratoire, sur la tête artificielle KEMAR®. Cette tête artificielle est un buste entier ; ce qui permet de simuler de manière plus naturelle le trajet des ondes acoustiques en situation réelle et de se rapprocher d'une tête humaine. Les épaules, les habits, les cheveux, la taille de la tête, les oreilles dans leur totalité avec un pavillon et un conduit auditif ont un impact sur la réflexion des ondes sonores.^[8]

Son étude a permis d'aboutir à l'élaboration de 2 tableaux de recommandations de réglages en fonction du type d'exposition (basses ou hautes fréquences) et 1 tableau de recommandation sur le choix de l'embout en fonction du niveau sonore.

Il a donc démontré que certains embouts sur-mesure permettaient de respecter la valeur limite d'exposition fixée à 87 dBA au fond du conduit auditif avec un niveau moyen d'exposition quotidien sur 8h de 94 dBA au niveau de la tête.

Il a ensuite validé le respect des valeurs limites d'exposition au fond du conduit auditif grâce à l'atténuation active des aides auditives avec un réglage où les MPO⁸ sont réglés à 85 dB sur toutes les fréquences, quel que soit la perte tonale moyenne testée dans son étude.

En revanche, ce réglage rendait le signal d'alerte moins audible qu'avec un réglage où les MPO sont abaissés à la valeur la plus faible sur toutes les fréquences, sauf sur la gamme fréquentielle entre 1000 Hz et 1500 Hz où les MPO sont à 90-95 dB pour laisser émerger les signaux d'alerte.

Il sera judicieux de consulter ses tableaux de préconisation de réglages en fonction de la perte tonale moyenne du patient, ainsi que son exposition sonore au travail en fonction des basses ou des hautes fréquences. Jean-Damien CLAUSS a conclu sur la possibilité qu'un appareil auditif puisse être aussi utilisé à des fins de PICB mais en laissant une ouverture sur le fait que ses travaux doivent faire l'objet d'une analyse en situation réelle sur le lieu de travail par le patient.

8. PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

L'objectif de notre étude est de mesurer grâce à la technique In Vivo, les niveaux d'intensité sonore en sortie d'aides auditives dans différentes situations sonores bruyantes afin de vérifier si :

- Elles peuvent agir comme des protecteurs actifs contre le bruit,
- Elles permettent une meilleure compréhension de la parole dans le bruit,
- Une meilleure audibilité des signaux sonores en cas de danger.

Présentation des études nécessaires à l'INRS⁹ :

L'INRS dispose d'une salle réverbérante dans laquelle de forts niveaux sonores peuvent être générés dans des conditions de champ diffus. Celles-ci permettent de s'assurer du niveau sonore qui entre dans les aides auditives et également de l'homogénéité du champ par le fait que les incidences des signaux soient le plus aléatoires possibles.

Les différentes mesures réalisées dans cette salle réverbérante concernent :

- La mesure de la fonction de transfert de l'oreille du sujet, afin de ramener le niveau sonore en sortie de l'aide auditive au niveau sonore extérieur au niveau de la tête pour l'évaluation du niveau l'exposition sonore $L_{Aeq,8h}$
- La mesure de l'effet protecteur des appareils auditifs, en vérifiant l'étanchéité des embouts, puis de la protection avec l'appareil muni du couplage acoustique.

8. MPO : Maximum Pressure Out

9. INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité

L'INRS dispose également d'une salle d'écoute dans laquelle a été réalisée :

- La mesure de l'audibilité et de l'intelligibilité, grâce à l'acquisition des niveaux sonores en sortie d'aides auditives à l'aide de la technique de la mesure In-Vivo avec des sons entrants calibrés et contrôlés.

Pour toutes ces mesures 2 niveaux sonores en entrée d'aides auditives ont été générés : 80 dBA et 90 dBA. Nous avons choisi ces 2 valeurs mesurées au niveau de la tête du sujet car cela correspond aux valeurs limites de la réglementation.

Présentation des études menées en situation réelle :

L'étude sur 2 sites professionnels en situation réelle a été également menée afin d'infirmes ou non l'idée qu'un appareil auditif puisse être utilisé comme un protecteur actif contre le bruit. L'idée est de se confronter à des situations réelles, là où les travailleurs sont exposés à des intensités sonores très élevées. Tout d'abord dans une fonderie où le niveau sonore peut atteindre des pics jusqu'à 125 dBC, et ensuite dans un garage automobile et carrosserie car le garagiste appartient à la liste des métiers inscrits dans le tableau n° 42 du régime général (ou tableau n°46 du régime agricole). Ce tableau recense les différentes atteintes auditives en fonction des tâches professionnelles exercées^[9].

Nous avons donc réalisé des enregistrements en différents points de l'usine avec 4 programmes de deux marques auditives différentes, à l'aide d'un système d'enregistrement prêté par l'INRS.

Choix du sujet testé :

Afin de faciliter le protocole expérimental, nous avons décidé que les expériences se feraient sur une seule et unique personne, afin de pouvoir comparer la même chose ; c'est-à-dire le niveau d'exposition sonore extérieur et le niveau sonore intérieur à la sortie de l'aide auditive. Je me suis portée volontaire afin de mener à bien nos expérimentations. L'anatomie de l'oreille étant unique, la fréquence de résonance du conduit auditif externe est propre à chaque individu en fonction de la forme du CAE et du pavillon. Cette fréquence de résonance induit une augmentation du niveau d'intensité sonore de plusieurs décibels, appelé « fonction de transfert de l'oreille externe »^[10]. Mes seuils audiométriques correspondant à ceux d'un normo-entendant, nous avons décidé de simuler une perte auditive tonale moyenne de 35 dBHL afin de ne pas endommager mon capital auditif par cette étude. La figure n°3, représente l'allure de cette perte simulée pour mener à bien notre étude.



Figure 3. Audiométrie de la perte tonale moyenne de 35 dBHL du sujet.



Comment l'enseigne VivaSon a su concilier prix raisonnables et appareillages de qualité !

Témoignages d'Alexandra Lopez et Marie Gibert, respectivement diplômées d'Etat en 2012 et 2016 de l'école de Fougères, quelques mois après leur entrée chez VivaSon...

Pourquoi avoir choisi l'enseigne VivaSon ?

Marie : Je connaissais l'enseigne à travers ses publicités, souvent axées sur les prix et les promotions grand public. J'ai rapidement compris au cours de mon entretien qu'il ne s'agissait là que de la partie émergée de l'iceberg : la formation, l'environnement de travail dans les centres, la qualité du relationnel avec les patients, l'expertise interne en audiologie, la bienveillance du management... J'ai rapidement été séduite par tout ce que propose l'enseigne pour les patients et les collaborateurs !



Marie Gibert, VivaSon Rennes - SALARIÉE

Comment s'est déroulée votre intégration au sein de l'enseigne ?

Alexandra : J'ai suivi un parcours de formation de 3 semaines, dont la moitié s'est déroulée en classe avec cours théoriques, ce qui m'a d'ailleurs permis de rencontrer d'autres recrues audioprothésistes. Toutes les thématiques essentielles y sont abordées comme le commercial, le relationnel ORL, l'administratif des ventes bien sûr, mais l'audiologie occupe une place fondamentale dans ce parcours initiatique et se décline en 20 modules techniques spécifiques. Cela me permet aujourd'hui d'être plus à l'aise dans mon quotidien. Quel que soit le profil de la recrue, cette formation est obligatoire et c'est une très bonne chose !



Alexandra Lopez, VivaSon Tours - GÉRANTE

Comment êtes-vous accompagnée au quotidien, notamment en audiologie ?

Marie : Deux fois par an, le groupe met en place des journées de formation avec l'ensemble des collaborateurs. Des sessions d'e-learning sont également organisées tous les mois : la dernière concernait les implants à ancrage osseux avec la participation d'un ORL Chef de Service en CHU. D'autres plans d'actions sont menés régulièrement : « Debriefing » des cas patients avec ses pairs, modules de renforts techniques personnels, Newsletters audiologie mensuelles, ... et nos 2 Responsables Audiologie sont hyper réactifs en cas de besoin ! Un vrai plaisir d'avoir du contenu de formation tout au long de l'année, qui nous permet de progresser au fil du temps !

CHIFFRES CLÉS (2023)

- 10 sessions d'e-learning
- 4 ateliers thématiques
- 2 sessions plénières de formation
- 6 renforts techniques
- Newsletter « Mallette de l'Audio » mensuelle



Choix des embouts testés :

Nous avons opté pour un embout fond de conque sur mesure, le plus étanche possible et sans évent pour garantir la meilleure protection, et pour que l'aide auditive puisse utiliser le maximum de ses performances dans la gestion des bruits forts et/ou impulsions. Pour cela, il faut éviter toute fuite acoustique qui irait directement jusqu'au tympan au fond du conduit auditif sans que ce signal sonore soit traité par les algorithmes de l'aide auditive.

Nous avons testé un embout souple en silicone sur l'oreille droite et un embout dur en acryl sur l'oreille gauche, afin de voir si le choix du matériau a un impact significatif sur l'étanchéité. Pour des raisons de temps, nous avons opté pour le choix d'un matériau différent par oreille puisque notre étude ne porte pas sur la stéréophonie mais sur un résultat monaural.

Madame GERARD, dans son mémoire, constatait qu'il n'y avait pas de différence significative sur l'effet occlusif entre ces 2 matières. Ainsi, en choisissant 2 matières différentes (silicone et acryl), nous avons pu vérifier cette conclusion.

Choix des aides auditives :

Notre choix s'est porté sur 2 types d'appareils auditifs, des RIC¹⁰ et des BTE¹¹ car ils couvrent à eux 2 près de 95% de marché de l'audioprothèse. De plus, les BTE existent en super-power et permettent d'appareiller des surdités profondes.

Nous avons choisi des appareils haut de gamme afin d'avoir le plus de traitement de signal possible surtout avec des gestionnaires de transitoires et des réducteurs de bruit performants. Les deux aides auditives choisies seront notées HA-A et HA-B dans tout ce qui suit.

Les sondes pour les mesures In-Vivo et l'écouteur pour les RIC ont été scellés dans les embouts, comme le montre la photographie de la figure n°4, afin de garantir un positionnement fixe et ainsi d'éviter les erreurs ou différences de profondeur d'insertion dans le conduit auditif près du tympan.



Figure 4. Photographie de l'embout en silicone avec la sonde intégrée.

Les réglages :

Nous avons choisi dans le cadre du protocole de créer 4 programmes différents en modifiant les MPO et les réducteurs de bruits afin de comparer leur impact sur l'effet protecteur.

Nous avons opté pour la méthodologie NAL¹²-NL2 car nous utilisons 2 marques différentes pour réaliser notre étude et cette méthodologie est présente dans tous les logiciels de pré-réglages et est considérée comme « normalisée », donc en toute logique, la même méthodologie quel que soit le fabricant^[11].

10. RIC: Receiver In Canal

11. BTE : Behind The Ear

12. NAL : National Acoustic Laboratory

13. ISTS : Signal vocal international de test.

Nous avons réglé les appareils en mode omnidirectionnel pour éviter la différence de technologie entre les 2 marques et pour garder les mêmes paramètres que sur les travaux entrepris précédemment par Monsieur CLAUSS.

Nous avons pu constater que les cibles différaient entre les deux marques d'appareils choisies alors que nous avons intégré la même audiométrie tonale et les mêmes paramètres acoustiques. Nous pouvons donc émettre quelques hypothèses concernant ces différences :

- Les niveaux d'exposition sonore peuvent potentiellement être différents,
- Le calcul des cibles diffère d'un fabricant à un autre, même s'ils suivent une trame de pré-réglage NAL-NL2,
- Le type de signal pour visualiser la cible est différent d'un fabricant à l'autre : Signal en Bruit Blanc, signal en ISTS¹³...

Nous n'avons pas souhaité uniformiser les cibles d'un fabricant à l'autre, car nous souhaitions rester dans les règles de pratique « classique » qu'aurait pu effectuer un audioprothésiste.

Le tableau n°2 résume les 4 programmes testés lors de notre étude.

	Programme 1	Programme 2	Programme 3	Programme 4
Gain	Cibles NAL-NL2			
MPO	Par défaut	85dB ∈ [125Hz; 1KHz] (∪) [1,5KHz; 8KHz] 100dB ∈ [1KHz; 1,5KHz]	85 dB sur toutes les fréquences	
Réducteurs de bruit	Par défaut	off	off	on
Directivité	Omnidirectionnel			

Tableau 2. Tableau récapitulatif des programmes.

9. APPLICATION DU PROTOCOLE À L'INRS

Matériel utilisé

Pour enregistrer les niveaux sonores extérieurs et intérieurs simultanément, nous avons utilisé un système de mesure Sonomax. Comme le montre les figures n° 5 et 6, ce système est une sonde qui comporte 2 microphones.

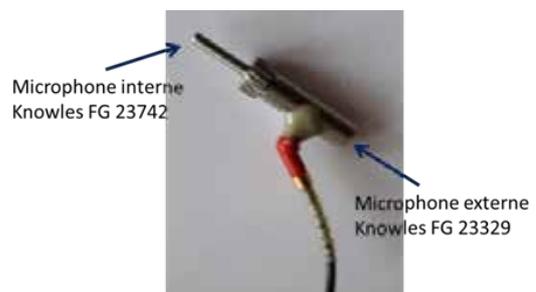


Figure 5. Système de mesure Sonomax.

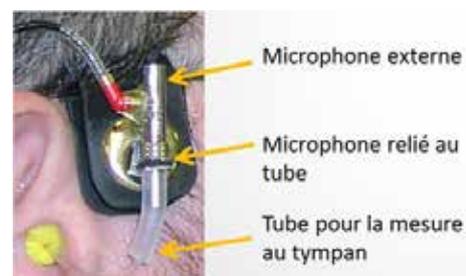


Figure 6. Photo de l'utilisation de la sonde Sonomax.

Le microphone interne est enfoncé dans la sonde qui est sertie dans l'embout sur mesure. Le système de mesure est relié à un boîtier de conditionnement fabriqué par l'INRS qui permet d'alimenter chaque microphone Sonomax et de conditionner les microphones en récupérant la tension de sortie et de l'amplifier pour ensuite les envoyer jusqu'à un enregistreur de type « ZOOM H6 » à 4 voies d'entrée microphone^[13].

Mesure de la TFOE¹⁴

Celle-ci a été mesurée dans la chambre réverbérante par bande de tiers d'octave de 63 Hz à 8000 Hz, afin de ramener le niveau d'exposition sonore en sortie d'aide auditive à l'extérieur. Les mesures ont été réalisées en In-Vivo en faisant la différence de l'intensité sonore au niveau du tympan d'une oreille nue, et de l'intensité sonore en champ diffus à l'extérieur. Le signal d'entrée est un bruit rose car il est normalisé et son énergie est constante par bandes d'octave^[12].

La figure n°7 représente la fonction de transfert mesurée de l'oreille droite du sujet. On remarque une amplification aux fréquences 2500 Hz et 3150 Hz, qui correspond à la fréquence de résonance du conduit auditif externe et une amplification aux fréquences proches de 630 Hz et celle-ci correspond à la fréquence de résonance du tube Sonomax utilisé pour nos mesures.

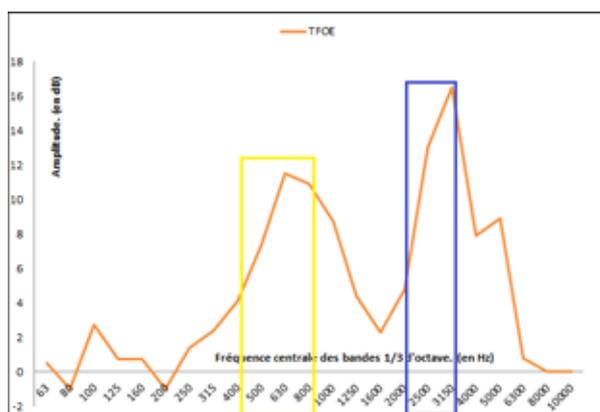


Figure 7. Graphique de la TFOE en fonction des bandes 1/3 d'octave.

Mesure de l'effet protecteur des embouts sur mesure

Afin de nous assurer de l'étanchéité des embouts, nous mesurons appareils éteints, les niveaux sonores au niveau de la sonde intégrée dans les embouts et au niveau du microphone à l'extérieur. La figure n°8 ci-dessous illustre l'efficacité de l'effet protecteur des embouts sur mesure utilisés lors de notre étude. Nous remarquons une perte d'étanchéité sur les basses fréquences avec l'embout acrylique muni de l'aide auditive HA-A. Ceci s'explique par une mauvaise mise en place de l'embout dans l'oreille du sujet lors de la mesure. Cette étape importante nous a permis de mettre en évidence l'importance de la mise en place de l'embout.

14. TFOE : fonction de transfert de l'oreille externe

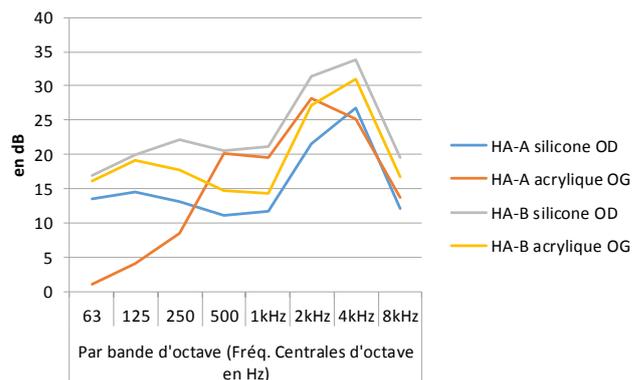


Figure 8. Graphique des différents embouts utilisés lors de l'étude.

S'il n'est pas assez enfoncé dans le conduit, alors il perd énormément en efficacité. D'autre part, nous nous sommes aperçus qu'il fallait créer des embouts avec une légère surépaisseur afin que ceux-ci soient le plus imperméables possible. La moindre fuite d'air fait baisser les propriétés d'isolation acoustique de l'embout.

Pour ces mesures, le sujet est passif, assis au centre de la salle réverbérante. On génère successivement pendant 1 minute :
 - Un bruit industriel à 80 dBA puis à 90 dBA,
 - Un bruit industriel avec ajout de bruit de ponceuse à 80 dBA puis à 90 dBA.

Mesure de l'exposition sonore $L_{eqA,8h}$ en sortie d'aides auditives avec le coupleur acoustique

Ces intensités sonores sont enregistrées par les microphones intérieur et extérieur du système Sonomax.

Les figures n°9 et 10 ci-dessus permettent de visualiser sous forme d'histogrammes les niveaux d'exposition sonore obtenus avec les différents bruits industriels.

Il n'y a pas de différence significative entre les 2 matériaux utilisés ; l'embout silicone a des valeurs légèrement inférieures à l'acryl. On ne dépasse jamais la valeur limite d'exposition réglementaire de 85 dBA en sortie d'aide auditive pour des niveaux de bruit extérieur de 90 dBA.

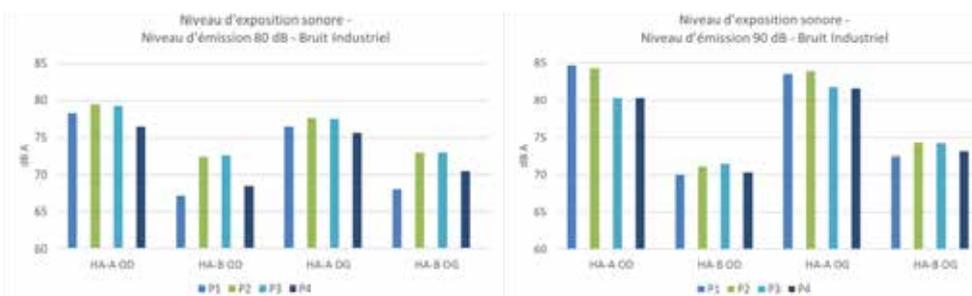


Figure 9. Niveau d'exposition sonore avec du bruit industriel.

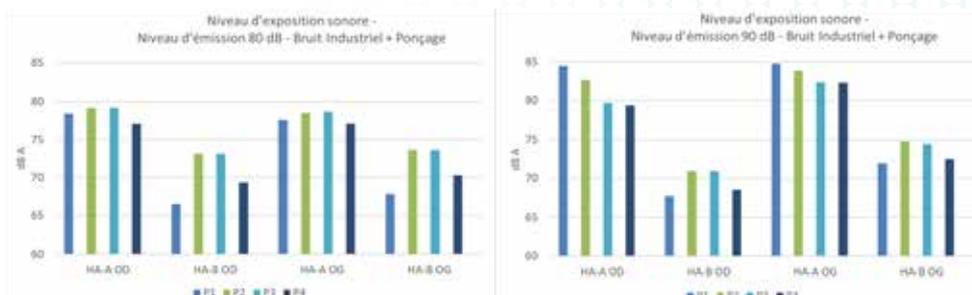


Figure 10. Niveau d'exposition sonore avec du bruit industriel + ponçage.



43^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

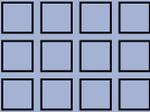
16 & 17 mars 2023

Paris

Conférences
Exposition
Ateliers

www.sdaudio.org/le-congres

PALAIS DES CONGRÈS
2 Place de la Porte Maillot,
75017 Paris

Organisation

SPAT



Nous remarquons une différence d'environ 10 dB entre les 2 marques sur le niveau de sortie de l'aide auditive. Cela provient certainement de la différence des méthodes de pré réglage des cibles de chaque fabricant. On peut donc utiliser ces deux dispositifs comme protecteurs actifs contre le bruit.

On constate globalement que le programme 4 qui contient les réducteurs de bruit et le MPO à 85 dB apporte une certaine garanti de protection auditive en réduisant le niveau d'exposition par rapport aux autres programmes surtout pour l'aide auditive HA-A.

Mesures de l'intelligibilité et de l'audibilité

Nous avons effectué des tests d'intelligibilité et d'audibilité dans le bruit grâce à la méthode du test ANL. Ce test, parmi tous les autres tests de compréhension dans le bruit, est simple et rapide à effectuer. Nous avons fixé le niveau de parole et fait varier le bruit environnant. Nous calculons la différence entre le niveau sonore de la parole et le niveau sonore du bruit pour lequel le sujet testé est le moins gêné.

ANL = Signal - Bruit

Un ANL négatif, signifie une meilleure compréhension dans le bruit [14].

Ces tests d'intelligibilité et d'audibilité ont été réalisés avec les signaux utiles à 80 puis à 90 dBA suivants :

- Des « phrase de Combescure » ; phrases de 10 mots dont la fréquence des phonèmes se rapproche au plus près de la langue française,
- Des avertisseurs sonores correspondant à ceux des engins de chantier lorsque ceux-ci manœuvrent ; ici nous les avons nommés « Radar de recul » à 1264 Hz.

Pour la passation du test, le sujet porte un casque protecteur anti-bruit uniquement sur une oreille. Ainsi, les réponses de compréhension données par le sujet testé ne seront perçues que par l'oreille appareillée.

Résultats et interprétations des tests d'intelligibilité et d'audibilité dans le bruit

Nous avons émis 3 bruits différents (bruit rose, bruit industriel et bruit industriel associé au ponçage) afin d'être au plus près de la réalité des milieux professionnels, en faisant varier leur intensité sonore pour mesurer un ratio entre le signal de parole et le signal de bruit. Ici, nous présentons uniquement les résultats (tableau 3 et 4) avec le bruit industriel car les valeurs obtenues sont quasi identiques avec les autres bruits.

On peut noter que les algorithmes pour optimiser la gestion des bruits forts et donc améliorer de manière significative la compréhension ne jouent aucun rôle, puisque les résultats ne diffèrent pas d'un programme à l'autre.

Si l'ANL obtenu est négatif, cela indique que le sujet ainsi appareillé peut tolérer un bruit plus fort que le niveau de signal utile.

	Signal de parole à 80 dBA		Signal de parole à 90 dBA	
	HA-A	HA-B	HA-A	HA-B
	ANL (dB)			
P1	-2	2	-0,6	4
P2	-2	2	-0,6	3
P3	-2	2	-0,6	4
P4	-2	2	-0,6	4

Tableau 3. Résultats d'ANL pour l'intelligibilité avec un bruit industriel.

De meilleurs résultats avec la marque HA-A qui s'explique aussi par les résultats obtenus sur les figures 9 et 10, où l'atténuation du niveau d'exposition sonore est plus faible qu'avec les autres. La compréhension des phrases n'est pas si dégradée, on peut dire que les résultats sont encourageants.

Les ANL obtenus ici pour l'audibilité atteignent des valeurs négatives jusqu'à -12dB pour un bruit ambiant de 80 dBA. Les résultats du tableau n°4 sont par conséquent acceptables car il faut une différence de 15 dB entre le signal émis par l'avertisseur sonore et le bruit ambiant afin d'obtenir une bonne audibilité [4,5].

	Signal du radar de recul à 80 dBA		Signal du radar de recul à 90 dBA	
	HA-A	HA-B	HA-A	HA-B
	ANL (dB)			
P1	-12	-12	-9	-7
P2	-12	-12	-9	-7
P3	-12	-12	-9	-7
P4	-12	-12	-9	-7

Tableau 4. Résultats d'ANL pour l'audibilité avec un bruit industriel.

10. APPLICATION DU PROTOCOLE D'APPAREIL- LAGE EN SITUATION BRUYANTE SUR SITE

Dans la fonderie du Der, nous avons effectué des enregistrements de 10 minutes par programme dans divers endroits sur le site, là où les niveaux sonores sont les plus forts et les plus stables. Après analyse des résultats obtenus sur ce site, nous avons poursuivi les mesures dans le garage automobile, uniquement avec le programme 4 car c'est celui qui est le plus protecteur et notamment pour les bruits impulsionnels. Les résultats présentés ici sont une partie de ceux effectués dans le garage.

Sur cette figure 11, le niveau sonore du microphone extérieur dépasse légèrement les 100 dBA lors du travail de décapage de carrosserie, et grâce à l'appareil auditif (ici c'est l'aide HA-A oreille droite embout silicone sur le programme 4), le niveau enregistré du microphone interne est abaissé à 87 dBA lors de la phase d'enclenchement des réducteurs de bruit et des MPO, puis à 83 dBA sur la continuité du bruit.

Si on ramène la correction de transfert de l'oreille externe calculée, on arrive à un niveau global de 79,8 dBA (voir détail des calculs dans le tableau n°5).



Séquence temporelle du microphone intérieur



Figure 11. Comparaison des niveaux d'intensités sonore entre les microphones extérieur et intérieur.

	Pond. A	TFOE	Micro Intérieur	Micro extérieur	Micro Intérieur corrigé de la TFOE
63	-26,2	0,5	52,05	56,56	51,5
80	-22,5	-1,0	49,74	56,51	50,7
100	-19,1	2,7	48,58	57,65	45,9
125	-16,1	0,7	56,79	63,16	56,1
160	-13,4	0,7	61,43	65,05	60,7
200	-10,9	-1,0	65,40	64,41	66,4
250	-8,6	1,4	68,41	73,14	67,0
315	-6,6	2,4	68,86	76,15	66,5
400	-4,8	4,1	71,65	81,11	67,5
500	-3,2	7,3	76,78	89,64	69,5
630	-1,9	11,5	75,96	88,55	64,5
800	-0,8	10,9	74,26	88,86	63,4
1000	0,0	8,7	78,30	92,04	69,6
1250	0,6	4,4	79,71	93,12	75,3
1600	1,0	2,3	75,42	91,82	73,1
2000	1,2	4,8	69,21	92,38	64,4
2500	1,3	13,0	73,09	89,06	60,1
3150	1,2	16,5	67,72	87,05	51,2
4000	1,0	7,9	63,50	88,02	55,6
5000	0,5	8,9	63,03	88,10	54,1
6300	-0,1	0,8	64,54	88,48	63,7
8000	-1,1	0,0	58,98	87,81	59,0
10000	-2,5	0,0	53,63	86,29	53,6
Niveau global en dB(A) :			85,5	101,6	79,8

En bleu = restitué sous la prothèse - vert = référence extérieure - rouge = niveau restitué sous la prothèse en équivalent champ libre

Tableau 5. Tableau détaillant les niveaux sonores par bande d'octave de la séquence sonore ci-dessus.

Pour des intensités sonores fortes (100dB(A)), le protocole expérimental permet de garantir l'intégrité et la protection de l'oreille interne contre les effets nocifs d'un bruit stable et fort.

11. DISCUSSION ET CONCLUSION

Notre mémoire a tenté de répondre à 2 questions :

- Une aide auditive peut-elle protéger efficacement un salarié contre les nuisances sonores dans son environnement professionnel ?
- Une aide auditive peut-elle permettre une bonne compréhension avec des niveaux d'exposition aux bruits dépassant la réglementation ?

En ce qui concerne la protection, l'analyse des résultats a permis d'affirmer l'effet protecteur obtenu par :

- Le couplage acoustique, dans un premier temps, qui réduit significativement le niveau d'exposition sonore (environ 15 dBA sur les basses fréquences) et qui est en adéquation avec le tableau des recommandations de J.D CLAUSS,
- L'aide auditive, dans un second temps, qui limitera le gain du niveau de sortie grâce au réglage des MPO.

Lors des manipulations d'insertion de l'embout dans le conduit auditif, nous avons mis en évidence l'importance de la mise en place au risque de perdre en étanchéité. Il y aurait certainement une réflexion à mener pour éviter cette erreur de manipulation.

Pour l'intelligibilité, notre étude nous a permis de montrer des résultats satisfaisants, puisque nous obtenons une compréhension des phrases avec un niveau de bruit équivalent à celui de la parole à 90 dBA.

Quant à l'audibilité, le sujet entend le signal d'alerte avec un niveau d'exposition du bruit de 12 dB au-dessus du signal d'alerte à 90 dBA. Ces résultats sont très encourageants avec une perte tonale moyenne de 35 dBHL, il serait judicieux de réaliser cette étude sur plusieurs types de surdités. En effet, quels seraient les résultats d'intelligibilité et d'audibilité pour

un travailleur atteint d'une surdité plus sévère que celle du sujet testé ?

Afin de renforcer l'idée qu'une aide auditive puisse être utilisée comme un protecteur actif contre le bruit pour les travailleurs malentendants exerçant une profession dans un environnement bruyant :

- Il serait nécessaire d'effectuer des enregistrements sur des périodes plus longues, comme une journée entière, voire sur plusieurs jours ; car les niveaux d'exposition sonore varient au cours d'une journée,
- Il conviendrait de mesurer l'intelligibilité et l'audibilité sur un échantillon de patients plus élevé,
- Enfin, il faudrait réaliser une enquête de faisabilité pour le changement d'écouteur pour les appareils de type RIC.

À la suite de ce travail, nous pouvons affirmer que les aides auditives jouent un rôle de protecteur actif et participent à la prévention des surdités professionnelles et des accidents du travail. Non seulement, elle peut protéger, mais elle participe en plus à une meilleure compréhension des conversations et à la détection des signaux d'alerte de danger comme les avertisseurs sonores des engins de chantier.

REMERCIEMENTS

Nous remercions l'INRS d'avoir mis à disposition les moyens techniques pour réaliser cette étude. Merci à M Nicolas Trompette et M Joël Ducourneau pour leur aide précieuse.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] GERARD, Justine. *Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant. Mémoire d'audioprothèse.* Nancy : Pharmacie Université de Lorraine, 2017, 123p.
- [2] CLAUSS, Jean-Damien. *Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant « Elaboration d'un protocole d'appareillage ». Mémoire d'audioprothèse.* Nancy : Faculté de pharmacie de l'université de Lorraine, 2019, 132p.
- [3] CANETTO, P. *Une nouvelle réglementation sur le bruit au travail.* INRS : Documents pour le Médecin du Travail. N° 107 3e trimestre 2006, pages 297 à 307.
- [4] International Standards Organization (ISO). *ISO 7731:2003, Ergonomics-Danger signals for public and work areas-Auditory danger signals [Internet]. 2003 [Consulté le 18 août 2021].* Disponible sur : <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:7731:ed-2:v1:en>
- [5] International Standards Organization (ISO). *ISO 9533:2010, Earth-moving machinery- Machine-mounted audible travel alarms and forward horns-Test methods and performance criteria [Internet]. 2010 [consulté le 18 août 2021].* Disponible sur : <https://www.iso.org/standard/42250.html>
- [6] NELISSE Hugues, LAROCHE Chantal, GIGUERE Christian, VAILLANCOURT Véronique, BOUTIN Jérôme. *Performance acoustique des alarmes de recul tonales et large bande en milieu ouvert en vue d'une utilisation optimale. Rapport scientifique R-977.* IRSST : Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail. Québec: Université d'Ottawa. Juin 2019. 92p
- [7] NABELEK, Anna K. *Acceptance of background noise may be key to successful fittings.* The Hearing Journal. Volume 58, Issue 4. Avril 2005. Pages 10 à 15.
- [8] MAILLOU Balbine & DUCOURNEAU Joël. *Développement d'une plateforme d'évaluation des performances des prothèses auditives au sein de la formation d'audioprothésiste de la faculté de Pharmacie de Nancy.* Article scientifique. CFA du Havre : 14ème congrès français d'acoustique. 2018. Pages 1489 à 1495.
- [9] *Tableau n°42 du régime général. Tableaux des maladies professionnelles. Publication et outils.* INRS [Internet]. Août 2018. [Consulté le 2 août 2021]. Disponible sur : <https://www.inrs.fr/publications/bdd/mp/tableau.html?reflNRS=RG%2042>.
- [10] DANCER Armand & MINARY Patrick. *Voyage au centre de l'audition. Revue professionnelle.* [Internet]. 18 novembre 2016. [Consulté le 21 juillet 2021]. Disponible sur : <http://www.cochlea.eu/oreille-generalites/oreille-externe>
- [11] *Précis d'audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Tome 2, le choix prothétique.* Les Editions du Collège national d'audioprothèse. 1999. 639p. page 69.
- [12] ZOOM H6 BLACK. *Woodbrass.com.* [Internet]. [Consulté le 2 août 2021]. Disponible sur : <https://www.woodbrass.com/enregistreurs-portables-zoom-h6-black>.
- [13] *IMPULSION ACOUSTIQUE.* *Bruit Rose.* [Internet]. [Consulté le 19 août 2021]. Disponible sur : <https://impulsion-acoustique.fr/definitions/#rose>.
- [14] *Starkey France.* *Test Hint* [Internet]. [Consulté le 30 juillet 2021]. Disponible sur : <https://www.starkeyfrancepro.com/ressources/benchmarking-anl.php>.



NOUVEAU
sur my.medel.com

MELUDIA

Application de réhabilitation musicale en ligne

En collaboration avec la société MELUDIA, MED-EL met à disposition de ses utilisateurs une méthode de réhabilitation musicale interactive accessible à tous : MELUDIA.

L'application en ligne MELUDIA, accessible sur la plateforme myMED-EL, permet le développement autonome des capacités cognitives liées à l'audition et à la perception de la musique. On y retrouve des exercices auditifs pédagogiques spécialement adaptés aux utilisateurs d'implants auditifs, qu'ils soient enfants ou adultes, musicalement expérimentés ou non.

Où qu'il soit, l'utilisateur peut s'exercer et établir ses propres objectifs auditifs. Par ailleurs, en stimulant les compétences cognitives associées à leur audition, les utilisateurs retireront encore plus de bénéfices des technologies MED-EL.

hearLIFE

medel.com

Application de réhabilitation
auditive et musicale



Auteur
Fabien SELDRAN

Audioprothésiste,
Audition Conseil, Lyon
Ingénieur clinique, Medel,
Sophia-Antipolis

L'EFFET FILTRE PEIGNE EN AUDIOPROTHÈSE

L'effet filtre peigne est un phénomène qui se produit lorsqu'un signal sonore est présenté parallèlement en direct et avec une version décalée temporellement de lui-même. Ce phénomène est connu dans le domaine de l'acoustique, mais il est moins connu dans le domaine de l'audioprothèse car son influence a été peu étudiée dans la littérature en audiologie. Les principaux travaux qui ont mis en évidence cette problématique, ont été conduits par l'équipe de Brian Moore à la fin des années 90 – début des années 2000, une des premières études ayant investigué l'influence du temps de traitement des appareils sur la perception de la parole étant celle de Stone et Moore (1999).

Le filtre peigne se traduit par ce qu'on appelle une coloration du signal. Pour se rendre compte de la sensation ressentie lors de la perception d'un filtre peigne, on peut imaginer la sensation d'écoute que l'on a lorsqu'on regarde la télévision et que la même chaîne est diffusée dans une autre pièce, proche de nous, à une intensité sensiblement identique. Même si le signal de parole qui est diffusé est propre, le fait d'entendre ce même signal décalé dans le temps va induire une perturbation perceptible par l'auditeur et qui va dégrader le signal. On peut donc imaginer que cette dégradation ressentie sera encore plus accentuée s'il y a du bruit en concurrence avec le signal.

Dans le domaine de l'audioprothèse, il n'est pas possible d'échapper à ce phénomène, en particulier pour l'appareillage ouvert, dont l'intérêt est de laisser passer naturellement les sons graves en direct et d'amplifier les sons aigus via l'appareil auditif. Dans ce cas-là, si l'effet de filtre peigne n'est pas compensé, il sera délétère pour le patient, non seulement pour les signaux qu'il cherche à entendre, mais également pour la perception de sa propre voix. Il y a donc un enjeu majeur, pour les fabricants d'appareils auditifs, à s'affranchir de ces artefacts liés au temps de traitement des appareils.

Pour comprendre les mécanismes de cet artefact, considérons un signal sonore additionné à une version décalée temporellement de lui-même ; le spectre subit des distorsions qui se manifestent par une alternance de pics séparés par des creux ou des valeurs nulles, linéairement espacés tous les n Hz. Dans le cas typique où les amplitudes du signal direct et décalé sont identiques, les pics seront le résultat d'une interférence constructive lorsque les 2 signaux sont en phase et auront une énergie supérieure de 6 dB par rapport à l'énergie moyenne du signal direct. Les creux entre 2 pics seront, eux, le résultat d'une interférence destructive lorsque les 2 signaux sont en opposition de phase et auront une énergie nulle soit $-\infty$ dB.

La Figure 1 est une illustration extraite de Floyd (2009). Elle représente les 2 conditions extrêmes qui peuvent se produire, uniquement lorsque les sons direct et décalé ont des amplitudes identiques. D'abord, si le délai est un multiple d'une période entière, les sons s'additionnent parfaitement, pour produire un doublement de l'amplitude. Ensuite, si le délai correspond à $\frac{1}{2}$ période, les sons s'annulent parfaitement pour conduire à

un résultat de zéro. On peut facilement imaginer que de tels changements sont audibles.

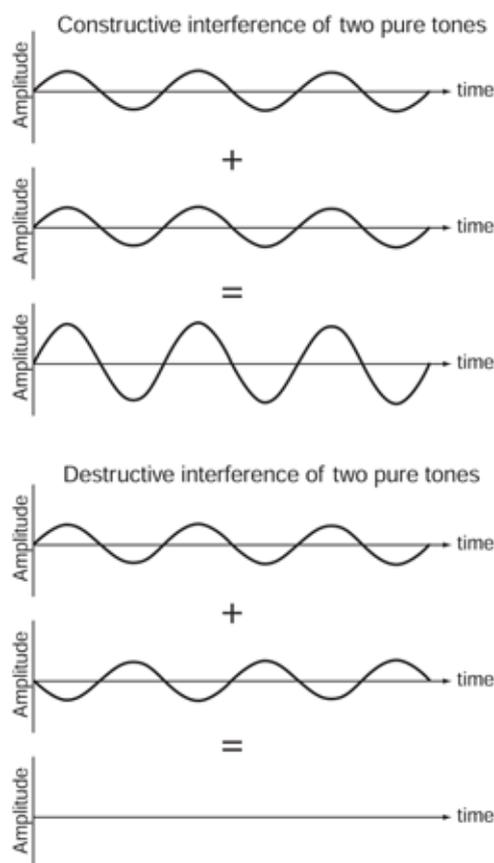


Figure 1. Illustration idéalisée d'interférences acoustiques constructives (haut) et destructives (bas). Elle est idéalisée car elle n'est composée que d'une seule fréquence (son pur) et les sons direct et décalé ont une amplitude identique, ce qui résulte en une annulation parfaite, dans l'illustration de l'interférence destructive. Pour le même décalage, la prochaine annulation se produira à 3 fois la fréquence du son pur, puis 5 fois et ainsi de suite. D'après Floyd (2009).

CALCUL DU FILTRE PEIGNE (D'APRÈS FLOYD, 2009)

Les interférences destructives (les creux) se produisent lorsque 2 sons sont en opposition de phase, c'est-à-dire séparés temporellement d'une demie longueur d'onde. Si nous connaissons le décalage en temps, nous savons que la 1^{ère} fréquence d'interférence destructive sera celle pour laquelle la période est égale à 2 fois le délai :

$$\text{Fréquence} = 1/\text{période} = 1/[2 \times \text{délai (secondes)}]$$

Les annulations se produisent à des fréquences avec un nombre entier impair de demi-longueur d'ondes, donc l'équation simple se développe par :

$$\text{Fréquence du creux}_n = N \text{ (entiers impairs)} / (2 \times \text{délai}) \\ = 1,3,5,7, \text{ etc.} / (2 \times \text{délai})$$

Par exemple, si on considère un décalage de 8 ms (0,008 s), le 1^{er} creux apparaît à $1 / (2 \times 0,008) = 62,5$ Hz. Le second se produit à $3 / (0,016) = 187,5$ Hz, et ainsi de suite.

En ce qui concerne les pics, on rappelle qu'ils se produisent toujours lorsque le délai est un multiple entier de la longueur d'onde. Pour déterminer, par le calcul, les fréquences auxquelles les pics apparaissent, on utilise alors l'équation :

$$\text{Fréquence du pic}_n = N \text{ (tous les entiers)} / \text{délai (secondes)}$$

Là encore, pour l'exemple d'un décalage de 8 ms, le 1^{er} pic se produit à $1 / 0,008 = 125$ Hz ; le second à $2 / 0,008 = 250$ Hz ; et ainsi de suite.

La figure 2 représente un filtre peigne pour des décalages de 1 et 10 ms, dans le domaine fréquentiel. En (a), le décalage est d'1 ms pour des signaux d'égale amplitude (trait plein) et avec une amplitude atténuée de 6 dB pour le signal décalé (trait pointillé). En (b), le décalage est de 10 ms pour des signaux de même amplitude. En (c), le décalage est de 10 ms avec une amplitude atténuée de 6 dB pour le signal décalé.

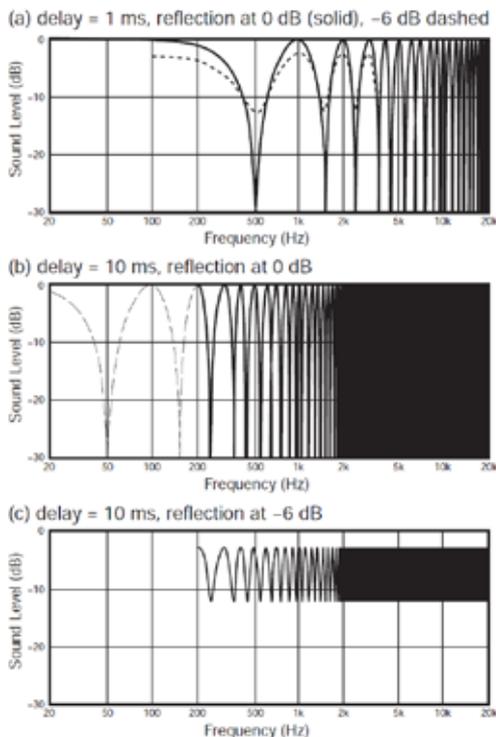


Figure 2. Représentation fréquentielle d'un filtre peigne. (a) Décalage d'1 ms, en condition aucune différence d'amplitude entre les 2 signaux (trait plein) et différence de 6 dB entre le signal direct et décalé (trait pointillé). (b) Décalage de 10 ms, aucune différence d'amplitude entre les 2 signaux. (c) Décalage de 10 ms, différence de 6 dB entre le signal direct et décalé. D'après Floyd (2009).

TEMPS DE TRAITEMENT DANS LES AIDES AUDITIVES

Le traitement d'un appareil auditif va entraîner ce qu'on appelle un délai de groupe. En fonction de la technologie et des analyses utilisées par les appareils, il est possible que le temps de traitement ne soit pas identique entre les graves et les aigus. Et bien souvent, le retard sera bien plus important dans les graves. En fait, ce délai est plutôt lié à la pente des filtres utilisés dans les appareils. Les figures 3 et 4, extraites de Kates (2005) permettent de conceptualiser l'influence de la jupe des filtres sur le temps de traitement. Plus les filtres ont des pentes importantes, plus le décalage temporel est important lui aussi (Kates, 2005). Sur la figure 3, les pentes des différents filtres sont identiques, ce qui conduit à un délai de groupe homogène entre les différentes fréquences. Et comme les pentes des filtres sont relativement importantes, le délai de groupe est important lui aussi, de l'ordre de 4 ms. Au contraire, sur la figure 4, les pentes des filtres ne sont pas identiques entre les différents filtres, ni même de part et d'autre de la bande passante sur le filtre médium. Ces différences de pentes entre les filtres conduisent à des retards différents pour les graves, mediums et aigus. Dans cet exemple, les pentes des filtres, beaucoup plus douces, vont permettre d'obtenir des retards beaucoup plus courts, entre 0,1 et 1 ms.

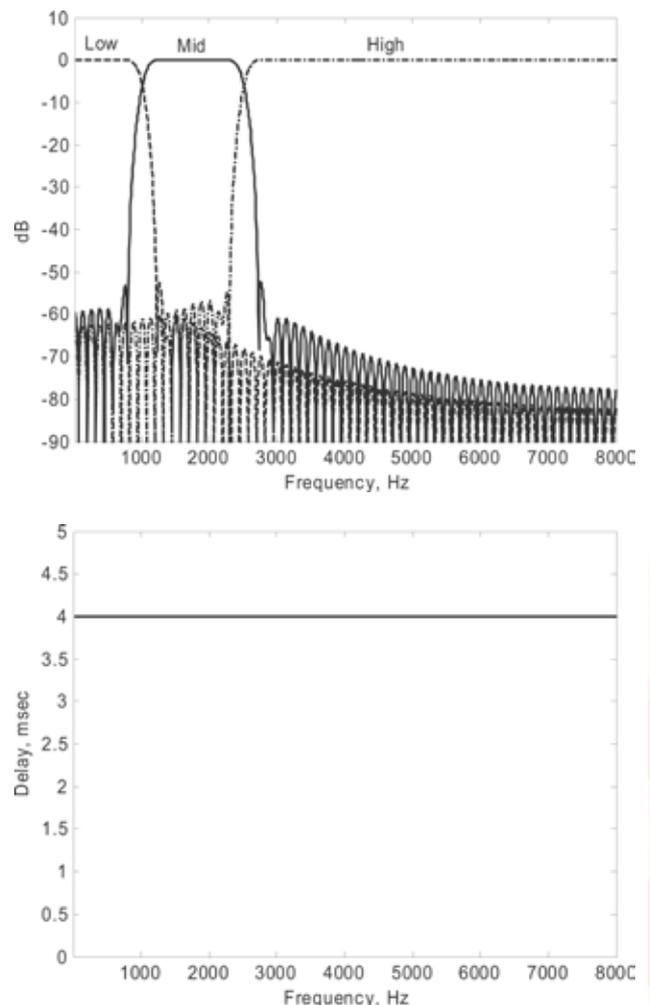


Figure 3. En haut : Courbes de réponse en fréquence individuelles pour des filtres non récursifs (RIF) à 127 points, avec des fréquences de coupures à 1000 et 2500 Hz. La fréquence d'échantillonnage du système est de 16 kHz. En bas : Délai de groupe pour la sortie combinée des 3 filtres présentés dans la partie gauche de la figure. D'après Kates (2005).

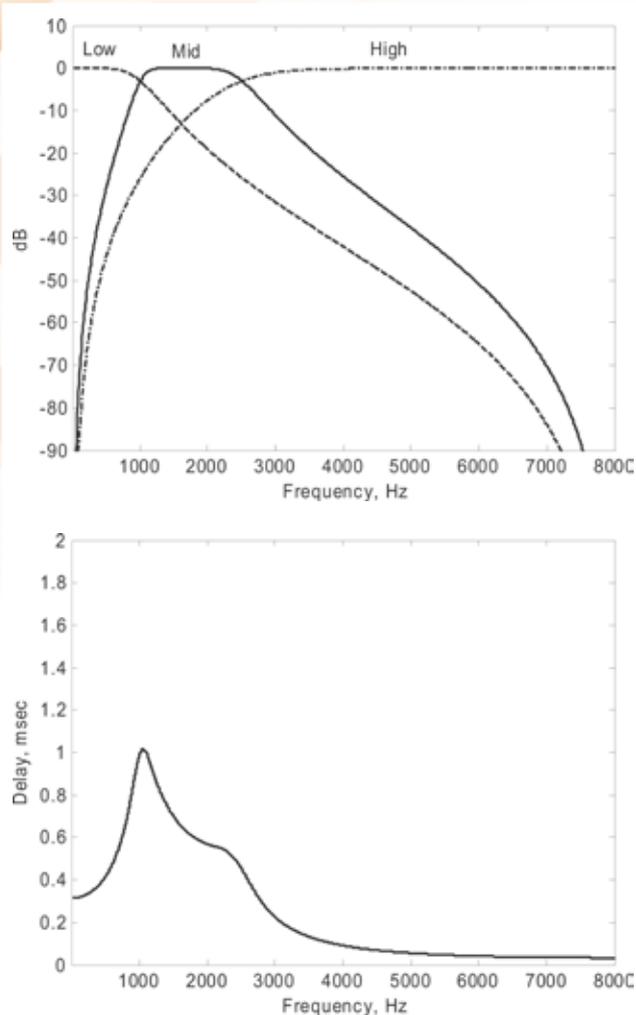


Figure 4. En haut : Courbes de réponse en fréquence individuelles pour des filtres de Butterworth de 3^{ème} ordre, récursifs (RII), avec des fréquences de coupures à 1000 et 2500 Hz. La fréquence d'échantillonnage du système est de 16 kHz. En bas : Délai de groupe pour la sortie combinée des 3 filtres présentés dans la partie gauche de la figure. D'après Kates (2005).

Ce délai de groupe est également lié au nombre de canaux et à la complexité des traitements réalisés par l'appareil auditif. En regardant la figure 5 extraite de Herbig et Chalupper (2010), mais également la figure 6 extraite de Balling et al. (2020), on peut voir que tous les appareils n'ont pas le même délai de groupe. Certains vont avoir un retard constant quelle que soit la fréquence, tandis que d'autres auront un temps de traitement plus rapide dans les aigus.

En fonction des fabricants, les appareils auditifs vont utiliser des analyses et des recombinaisons du signal, dans le domaine temporel (Filtres RIF = à Réponse Impulsionnelle Finie ; Filtres RII = à Réponse Impulsionnelle Infinie), dans le domaine fréquentiel (FFT = transformée de Fourier Rapide) ou des systèmes hybrides. Dans le cas de l'analyse FFT, le délai de 8 ms est un bon compromis en terme de mise en mémoire tampon (buffering), de fenêtrage et de résolution temporelle et fréquentielle. Les figures 5 et 7 ont été extraites des travaux de Herbig et Chalupper (2010) qui présentent les données obtenues avec les appareils Pure de Siemens sur la génération de 2008-2009. On peut voir, sur la figure 7, que le délai de groupe représenté pour Siemens est encore inférieur à ce qui est défini comme tolérable par Stone et al. (2008). Mais si on suppose que le patient utilisera ses appareils avec des algorithmes de débruitage activés, comme présenté figure 5,

on peut supposer que le délai va s'allonger de l'ordre d'1 ms et risque de basculer dans la zone à la limite du tolérable. Cependant, sur cet exemple, pour les fréquences supérieures à 1000 Hz, on peut voir que l'appareil Siemens reste meilleur que les autres appareils testés en banc de mesure.

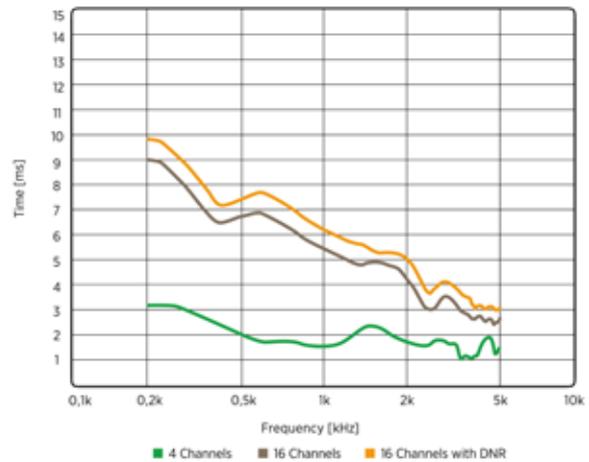


Figure 5. Représentation du temps de traitement pour 3 conditions dans les appareils auditifs Siemens : appareil à 4 canaux (vert), appareil à 16 canaux (marron), appareil à 16 canaux avec algorithme de traitement du bruit (Digital Noise Reduction) activé (orange). D'après Herbig et Chalupper (2010).

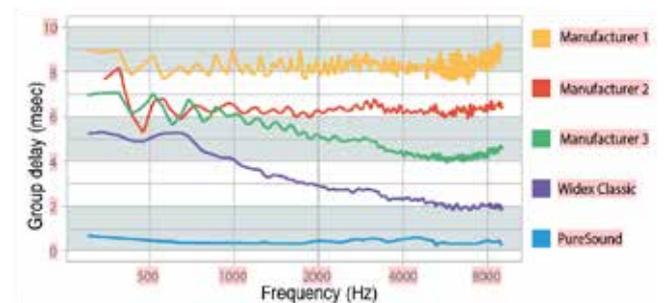


Figure 6. Délai de groupe pour 4 Aides auditives haut-de-gamme et pour le Widex PureSound. D'après Balling et al. (2020).

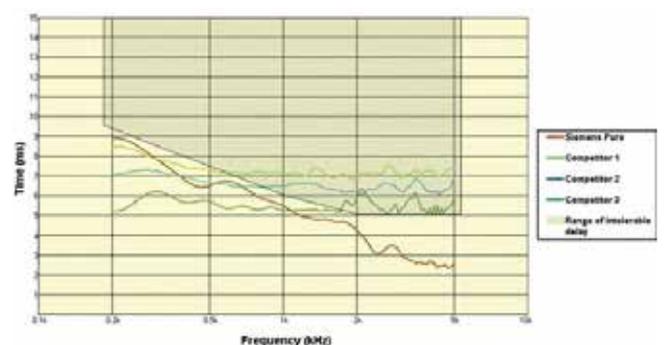


Figure 7. Représentation du temps de traitement des appareils auditifs Pure de Siemens et de 3 appareils concurrents, pour des appareillages ouverts. La zone grise représente la zone jugée intolérable selon Stone et al. (2008). D'après Herbig et Chalupper (2010).

SENSIBILITÉ AU FILTRE PEIGNE CHEZ LE MALENTENDANT APPAREILLÉ

Chez le malentendant appareillé, nous sommes confrontés au filtre peigne dans 2 situations : avec la propre voix du patient et avec les sons externes.

Dans le cas où le patient est gêné par sa propre voix, la voix atteint la cochlée avec un délai minimal par conduction osseuse

et à travers l'évent de l'appareil auditif (Agnew et Thornton, 2000 : cf figure 8 ; Kates, 2005). Ce signal interagit avec le signal décalé et amplifié, produit par les aides auditives, ce qui procure une sensation de spectre « filtré en peigne » au niveau de la cochlée. Pour contrer cela, des algorithmes tels que l'Own Voice Processing (OVP) de Signia vont chercher à détecter la voix de la personne appareillée. Et lorsque la voix du patient est détectée, l'algorithme va ajuster la sortie de l'appareil, de sorte à atténuer ce filtre peigne pour la voix du patient.

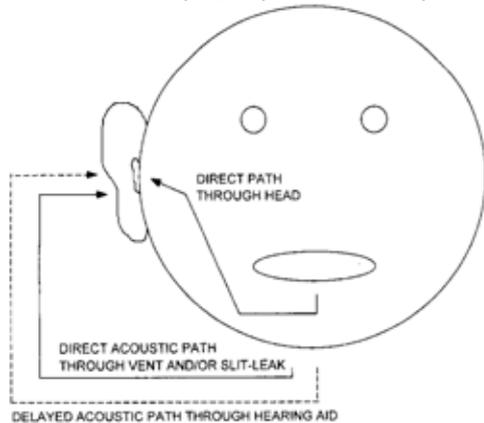


Figure 8. Parcours du son de la voix du malentendant appareillé. Les flèches pleines indiquent la voie directe par la conduction osseuse et l'évent. La flèche pointillée indique la voie indirecte (décalée) à travers l'appareil auditif. D'après Agnew et Thornton (2000).

En ce qui concerne la gêne pour la perception des sons externes, le filtre peigne va surtout se produire dans le cas de l'appareillage ouvert. Un retard supérieur à 10-12 ms va rendre le son "échoïque" en raison de l'interaction du son direct à travers l'évent (ou du dôme ouvert) et du son traité et amplifié retardé (Stone et Moore 1999 ; Stone et al. 2008). La plupart des appareils auditifs actuels ont un retard total de 3 à 8 ms (Dillon et al., 2003 ; Kates, 2005), ce qui permet d'éviter les effets délétères des retards, notamment le décalage entre le signal audio et les mouvements du visage et des lèvres du locuteur (Launer et al., 2016). Cependant, ce retard, de 3 à 8 ms peut tout de même être perturbant.

Si on s'intéresse aux fréquences concernées par l'effet de filtre peigne, et si on s'en tient aux suppositions de Stone et Moore (1999), ce sont essentiellement les 5-6 premiers pics qui contiennent une énergie significative. Cela signifie que les distorsions les plus importantes se produiront au moins jusqu'à 750 Hz pour un temps de traitement de 8 ms ($6 / 0,008 \text{ s} = 750 \text{ Hz}$), voire jusqu'à 1500 Hz pour un temps de traitement de 4 ms ($6 / 0,004 \text{ s} = 1500 \text{ Hz}$). Aussi, même si ce phénomène affecte toute la bande fréquentielle du signal d'un point de vue physique, d'un point de vue perceptif, il n'affecterait que modérément voire pas les médiums et hautes fréquences. Floyd (2009) utilise l'illustration en figure 9 pour représenter cela. Selon lui, l'explication réside dans l'incapacité de l'oreille à discriminer des caractéristiques spectrales qui tombent à l'intérieur d'une bande critique ou de sa variante, plus actuelle, l'ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth = bande passante équivalente). Dans son exemple, il utilise un retard de 10 ms,

SCR Electroniques

L'Excellence en audiologie



gsi
Grason-Stadler

PELLO SPEECH PLUS



Auditdata

PRIMUS ICE



MEDICAL ENERGY

SYSTÈME DE CAMÉRA ENDOSCOPIQUE SANS FIL



MAICO

MI 24



SCR ELECTRONIQUES
3 rue Gallieni
92230 Gennevilliers



+33 1 42 55 17 84
+33 6 07 44 77 57



info@scr-electroniques.com
www.scr-electroniques.com

ce qui se manifeste par des pics et des creux fréquentiels tous les 100 Hz. Si nous regardons l'ERB en fonction de la fréquence centrale, sur la partie basse de la figure, nous constatons que la largeur de l'ERB dépasse 100 Hz, à partir d'une fréquence centrale de 800-1000 Hz. On peut alors considérer qu'à partir de 800-1000 Hz, l'oreille ne sera plus sensible aux perturbations induites par le filtre peigne. Ce sont donc principalement les basses fréquences qui seront altérées.

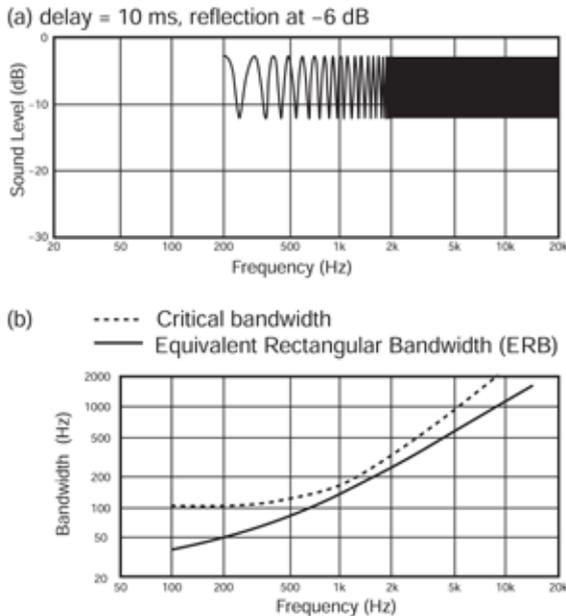


Figure 9. (a) Filtre peigne provoqué par un décalage de 10 ms et une différence de 6 dB entre le signal direct et décalé. (b) Bande critique et ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth) selon Moore (2003). D'après Floyd (2009).

Enfin, une autre conséquence possible de l'effet filtre peigne est une perception d'un « F0 fantôme ». Pour la communication dans le bruit, il est essentiel de pouvoir extraire la voix du locuteur cible, parmi plusieurs voix concurrentes. Cette tâche est souvent difficile et une bonne extraction du message cible demande à ce que l'auditeur ait des capacités à utiliser des indices acoustiques tels que la fréquence fondamentale (F0) du locuteur cible (Summers et Leeke, 1998 ; Stickney et al., 2007). Or, le fondamental est situé autour de 125 Hz chez l'homme et de 250 Hz chez la femme (Goy et al., 2013 chez des jeunes adultes de 19 ans). Ces fréquences de F0 correspondent à des périodes de 4 à 8 ms, qui coïncident précisément avec le délai de groupe des appareils auditifs. On peut alors supposer que la perception du filtre peigne, par le malentendant appareillé, va dégrader ses capacités à percevoir la fondamentale, pour l'extraction et la compréhension de la parole dans le bruit de parole concurrente. Et selon Potier et al. (2021), les composantes périodiques de basse fréquence à chaque multiple entier de 125 Hz (pour un délai de 8 ms), pourraient créer une distorsion périodique à basse fréquence, susceptible de générer une perception fantôme d'une hauteur de son qui entrerait en concurrence avec celle de la voix cible.

QUELLES SOLUTIONS POUR ATTÉNUER LE FILTRE PEIGNE ?

Bien évidemment, pour s'affranchir du filtre peigne, il faudrait que les appareils auditifs atteignent un temps de traitement quasi nul. Avec ses appareils Moment et sa puce PureSound qui intègre le traitement « ZeroDelayTM », Widex parviendrait

à atteindre un délai de groupe de 0,5 s sur l'ensemble des fréquences (Figure 6). Mais pour les fabricants qui ne disposent pas de cette technologie, il existe d'autres alternatives.

Nous avons vu que le filtre peigne affectait principalement les basses fréquences. Et en ce qui concerne la perception des voix externes, Goehring et al. (2017) ont montré que la condition la plus défavorable se produit lorsque les signaux direct et décalé en temps ont la même intensité sur l'ensemble de la gamme fréquentielle. Selon Johansen (2006), il faudrait au moins 12 dB d'écart entre le signal direct et le signal décalé pour que l'effet filtre peigne ne soit plus perceptible. On peut donc supposer que, pour compenser cet effet, les appareils auditifs devraient soit amplifier, soit appliquer une atténuation d'au moins 12 dB par rapport au signal d'entrée, a priori sur les 1000 premiers Hz. L'option d'amplifier peut être envisagée, mais elle risque d'être difficile à atteindre puisque, si l'appareillage est ouvert, à cause des fuites vers l'extérieur du conduit auditif, l'appareil devra probablement délivrer des puissances très importantes pour atteindre réellement 12 dB d'écart avec le son direct. Keidser et al. (2007) ont d'ailleurs évalué 3 conditions d'amplifications sur le 250 Hz, à 0 dB, 6 dB et 12 dB de gain chez des malentendants appareillés. Leurs résultats montrent que la majorité des patients ont une préférence pour la condition à 0 dB de gain et que le degré de gain à 250 Hz n'a aucun impact sur les performances de compréhension dans le bruit et de localisation horizontale. La piste de l'amplification ne serait donc pas la plus optimale. En ce qui concerne la piste de l'atténuation, Bramsløw (2010) a testé différentes conditions de délai et de filtrages passe-haut pour compenser le filtre peigne, chez des patients équipés en appareillage ouvert. Leurs résultats montrent que 10 ms de délai est la limite du tolérable, que les patients préfèrent la condition filtrée à 2200 Hz et qu'il n'y aurait pas de contrepartie négative à ce passe-haut. Bramsløw propose donc de simplement diminuer le gain des basses fréquences pour atténuer le filtre peigne. Dans le cas des appareils Signia, Siemens a déposé une série de brevets (Hamacher, 2007 ; Hamacher, 2010 ; Giese et al., 2017) qui expliquent que, lorsque l'algorithme OVP détecte la voix du patient, l'appareil va « geler » l'AGC et désactiver la directionnalité microphonique temporairement. Sur le logiciel, lorsque l'option Optimisation des graves est activée, la section Traitement Parole & Bruit n'autorise pas l'accès aux modifications sur la plage 0-500 Hz. De plus, les brevets détaillent que l'analyseur de l'OVP n'agit que pour les fréquences inférieures à 1000 Hz, pour lesquelles l'effet d'occlusion est le plus important. On peut donc supposer que l'algorithme va appliquer une atténuation de l'amplification, voire pas d'amplification des graves, tant que la voix du patient est détectée. De même, si on s'intéresse par exemple à Phonak, pour citer une autre marque. L'algorithme de Phonak s'appelle Direct Sound Compensation (DSC). Cet algorithme fait en sorte que l'amplification ne soit pas appliquée pour les fréquences qui sont déjà directement audible par l'événement. Un processus dynamique évite l'effet filtre peigne, en comparant les REOG et REAG estimés, en fonction de la fréquence et du niveau d'entrée. Lorsque le REAG ne dépasse pas le REOG d'une quantité donnée, l'amplification de l'appareil auditif est désactivée, de sorte qu'un chevauchement défavorable du son direct et du son amplifié est évité (Winkler et al., 2016). Faute de pouvoir rendre nul le délai de traitement, la littérature et les algorithmes des appareils auditifs suggèrent donc l'application d'un filtre passe-haut pour compenser le phénomène de filtre peigne.

BIBLIOGRAPHIE

- Agnew J, Thornton JM. Just noticeable and objectionable group delays in digital hearing aids. *J Am Acad Audiol.* 2000 Jun;11(6):330-6.
- Balling LW, Townend O, Stiefenhofer G, Switalski W. Reducing hearing aid delay for optimal sound quality: a new paradigm in processing. *Hearing Review.* 2020;27(4):20-26.
- Bramsløw L. Preferred signal path delay and high-pass cut-off in open fittings. *Int J Audiol.* 2010 Sep;49(9):634-44
- Dillon H, Keidser G, O'Brien A, Silberstein H. Sound quality comparisons of advanced hearing aids. *Hearing Journal.* 2003;56(4): 30,32,34,36,38,40.
- Giese U, Pape S, Lugger M, Kamkar-Parsi H. 2017. Method and device for the improved perception of one's own voice. *US patent US2017/0272871 A1.*
- Goehring T, Chapman JL, Bleeck S, Monaghan JJM. Tolerable delay for speech production and perception: effects of hearing ability and experience with hearing aids. *Int J Audiol.* 2018 Jan;57(1):61-68.
- Goy H, Fernandes DN, Pichora-Fuller MK, van Lieshout P. Normative voice data for younger and older adults. *J Voice.* 2013 Sep;27(5):545-55.
- Hamacher V. 2007. Hearing apparatus and a method for own voice detection. *US patent US2007/0009122 A1.*
- Hamacher V. 2010. Hearing apparatus and a method for own voice detection. *US patent US7,853,031 B2.*
- Herbig R, Chalupper J. Acceptable Processing Delay in Digital Hearing Aids. *Hearing Review.* 2010;17(1):28-31.
- Johansen LG. Psychoacoustics and audibility – fundamental aspects of the human hearing. Lecture note for the course TI-EAKU, University College of Aarhus; 2006.
- Kates JM. Principles of digital dynamic-range compression. *Trends Amplif.* 2005;9(2):45-76.
- Keidser G, Carter L, Chalupper J, Dillon H. Effect of low-frequency gain and venting effects on the benefit derived from directionality and noise reduction in hearing aids. *Int J Audiol.* 2007 Oct;46(10):554-68
- Launer, S., Zakis, J.A., Moore, B.C.J. (2016). *Hearing Aid Signal Processing.* In: Popelka, G., Moore, B., Fay, R., Popper, A. (eds) *Hearing Aids.* Springer Handbook of Auditory Research, vol 56. Springer, Cham.
- Moore, B.C.J. (2003). *An Introduction to the Psychology of Hearing,* 5th ed. Academic Press, London.
- Potier M, Seldran F, Sonthonnax M, Péan V, Berger P, Norena A, Gallégo S. Evaluation of a New Bone Conduction Device for the Rehabilitation of Single-Sided Deafness: Effects on Speech Understanding in Noise. *Otol Neurotol.* 2022 Jan 1;43(1):105-112.
- Stickney GS, Assmann PF, Chang J, Zeng FG. Effects of cochlear implant processing and fundamental frequency on the intelligibility of competing sentences. *J Acoust Soc Am.* 2007 Aug;122(2):1069-78
- Stone MA, Moore BC. Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses. *Ear Hear.* 1999 Jun;20(3):182-92.
- Stone MA, Moore BC, Meisenbacher K, Derleth RP. Tolerable hearing aid delays. V. Estimation of limits for open canal fittings. *Ear Hear.* 2008 Aug;29(4):601-17.
- Summers V, Leek MR. F0 processing and the separation of competing speech signals by listeners with normal hearing and with hearing loss. *J Speech Lang Hear Res.* 1998 Dec;41(6):1294-306.
- Toole FE. *Sound Reproduction - Loudspeakers and Rooms.* Elsevier, Focal Press (2009). Chapter 9 : The effects of reflections on sound quality/timbre:141-160.
- Winkler A, Latzel M, Holube I. Open Versus Closed Hearing-Aid Fittings: A Literature Review of Both Fitting Approaches. *Trends Hear.* 2016 Feb 15;20:2331216516631741.

En réglementation avec la directive 2017/745 de l'UE



- Conseils
- Prothèses de qualités
- Rapidité



Une équipe de professionnels au service des Audioprothésistes dans la Fabrication 3D, de l'appareillage sur mesure.

DM Normalisés, Protections Certifiées

Essai **Gratuit** avec le code

1205

NEUROPATHIE AUDITIVE : APPAREILLAGE AUDITIF ET IMPLANTATION COCHLÉAIRE. INTÉRÊT DU BILAN GÉNÉTIQUE DANS LA PRATIQUE CLINIQUE



Auteurs

Pr. Natalie LOUNDON
Service ORL
Hôpital Necker-Enfants Malades
149 rue de Sèvres - 75015 Paris

Arnaud COEZ
Audioprothésiste
Audition Santé,
Laboratoire de correction
auditive Bizaguet, 75001 Paris

AA, né en 2006, a bénéficié d'un dépistage en maternité puis d'une phase diagnostique en centre hospitalier proche du domicile. Les potentiels auditif (PEA) sont en faveur d'une surdité profonde. Une onde V est visualisée à 100 dB (figure 1). L'absence de réponse à forte intensité à l'audiométrie fait porter le diagnostic de surdité profonde bilatérale. Un appareillage auditif puissant a été délivré à 6 mois. Les parents ont malgré tout l'impression que leur enfant perçoit sans appareils ce qui motive un deuxième avis à l'âge de 9 mois.

À l'examen clinique, AA ne présente pas de particularité morphologique ni de retard psychomoteur. L'otoscopie, l'impédancemétrie ne révèlent pas d'anomalies. Les réflexes stapédiens sont absents. Les seuils obtenus en audiométrie comportementale sont reproductibles et évoquent un degré de surdité moyenne. Quand les appareils sont portés, la réponse comportementale apparaît pour des niveaux comparables à ceux obtenus sans appareils auditifs. Les oto-émissions provoquées sont présentes (figure 2). Des tests électrophysiologiques complémentaires sont demandés ainsi qu'une expertise de l'appareillage auditif.

Les nouveaux PEA confirment la persistance d'une onde V au-delà de 90 dB, alors que les OEA sont présentes, ce qui est caractéristique des neuropathies auditives et permet d'expliquer la discordance entre les seuils observés au PEA et en audiométrie tonale.

La lecture de l'appareil Phonak Eleva® (figure 3) montre qu'il a été programmé avec un faible gain (inférieur à 20 dB sur l'ensemble des fréquences) alors que le diagnostic initial de surdité profonde aurait pu faire craindre un gain traumatisant et mal toléré.

Le datalog révèle un port de 8 heures par jour ce qui est plutôt satisfaisant en termes de stimulation audio-prothétique et confirme que le gain actuel est bien supporté.

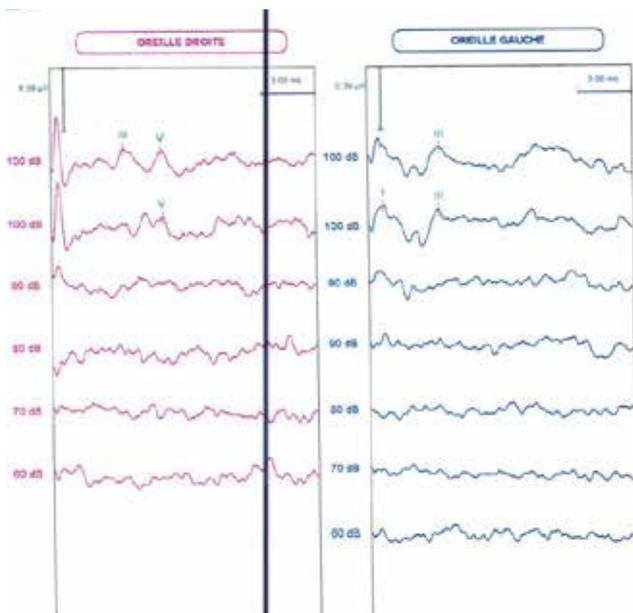


Figure 1. Potentiel évoqué auditif (PEA) d'un nourrisson appareillé à 6 mois sur une suspicion de surdité profonde en l'absence de réactions comportementales à l'audiométrie et à des seuils objectifs par les PEA à 100 dB.

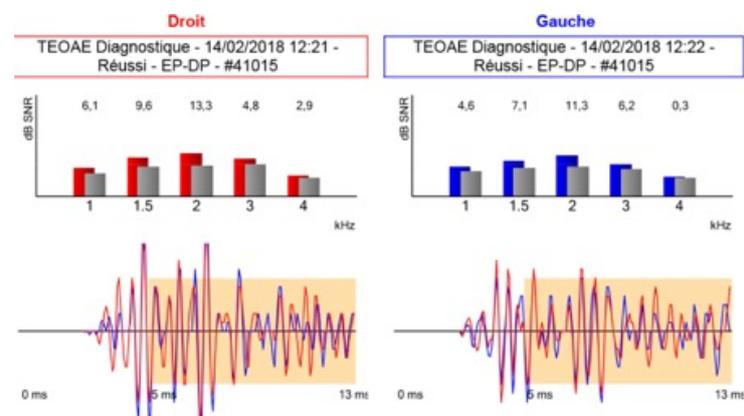


Figure 2. Otoémissions acoustiques provoquée par clicks (OEA) : examen simple, non invasif, qui permet de tester la fonction des cellules ciliées externes. Les OEA ne testent que de façon indirecte la fonction cochléaire, et dans le cadre d'une neuropathie auditive, ne permettent pas de repérer le trouble auditif.

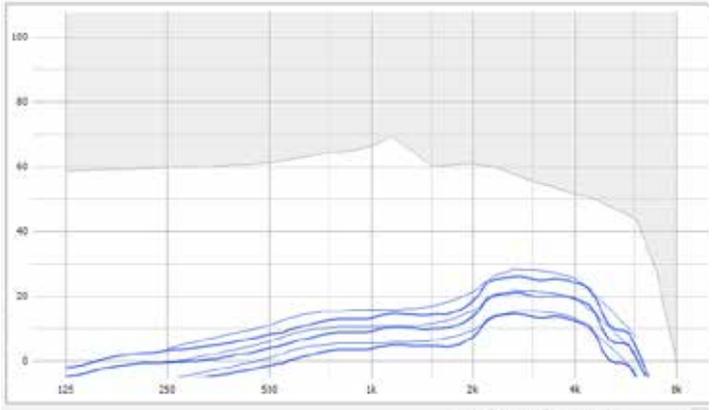


Figure 3. Gain apporté par les appareils auditifs supposés corriger une surdité profonde. Le sens clinique de l'audioprothésiste l'a probablement conduit à ne pas proposer un gain permettant de corriger une surdité profonde de type Connexine.

Un suivi de l'appareillage a permis de progressivement s'assurer d'un degré d'audibilité aussi satisfaisante que possible avec une cohérence entre les informations transmises par le médecin ORL (figure 4A) et les mesures effectuées par l'audioprothésiste avec et sans appareils (figure 4B) et les gains mesurés des appareils (figure 4C). Cette confrontation des données est essentielle dans ce contexte de très jeune enfant et de neuropathie auditive, contexte qui amplifie le

risque de réhabilitation peu ou pas fonctionnelle. En effet dans le cadre des neuropathies auditives, les seuils peuvent varier d'une journée à l'autre et aussi dans une même journée, et l'observation des réactions auditives de ces nourrissons peut être déroutante. L'audioprothésiste demeurera vigilant quant au gain apporté s'il utilise une méthodologie de pré-réglage comme recommandé par le BIAP (<https://www.biap.org/de/recommandations/recommandations/tc-06-hearing-aids/516-rec-06-17-en-hearing-aid-fitting-in-children-with-auditory-neuropathy-spectrum-disorder-ansd/file>), tant les seuils d'audition recueillis ne reflètent pas nécessairement du seuil d'audition habituellement mesuré.

Avec les mois qui passent et le développement de l'enfant, le réglage prothétique devrait permettre d'obtenir une intelligibilité de la parole d'au moins 70% sans LL en utilisant des mots simples à la voix pour débiter. Cette technique vocale acoumétrique est adaptée pour les jeunes enfants car plus réactogène que les listes enregistrées. Des ajustements de réglage avec test et re-test permettent de s'assurer que la solution retenue est la plus efficiente.

Par ailleurs, la rééducation orthophonique a été renforcée et réorientée après ce diagnostic de neuropathie auditive.

Au niveau médical, le bilan étiologique se poursuit. L'IRM de l'oreille interne et cérébrale s'avère normale, ainsi que l'examen vestibulaire. Le bilan génétique met en évidence une mutation du gène qui code pour la protéine de l'Otoferline (surdité DFNB9). Ce résultat confirme la neuropathie auditive, et permet d'affirmer la localisation de l'atteinte, car la physiopathologie des DFNB9 est très bien connue. La protéine

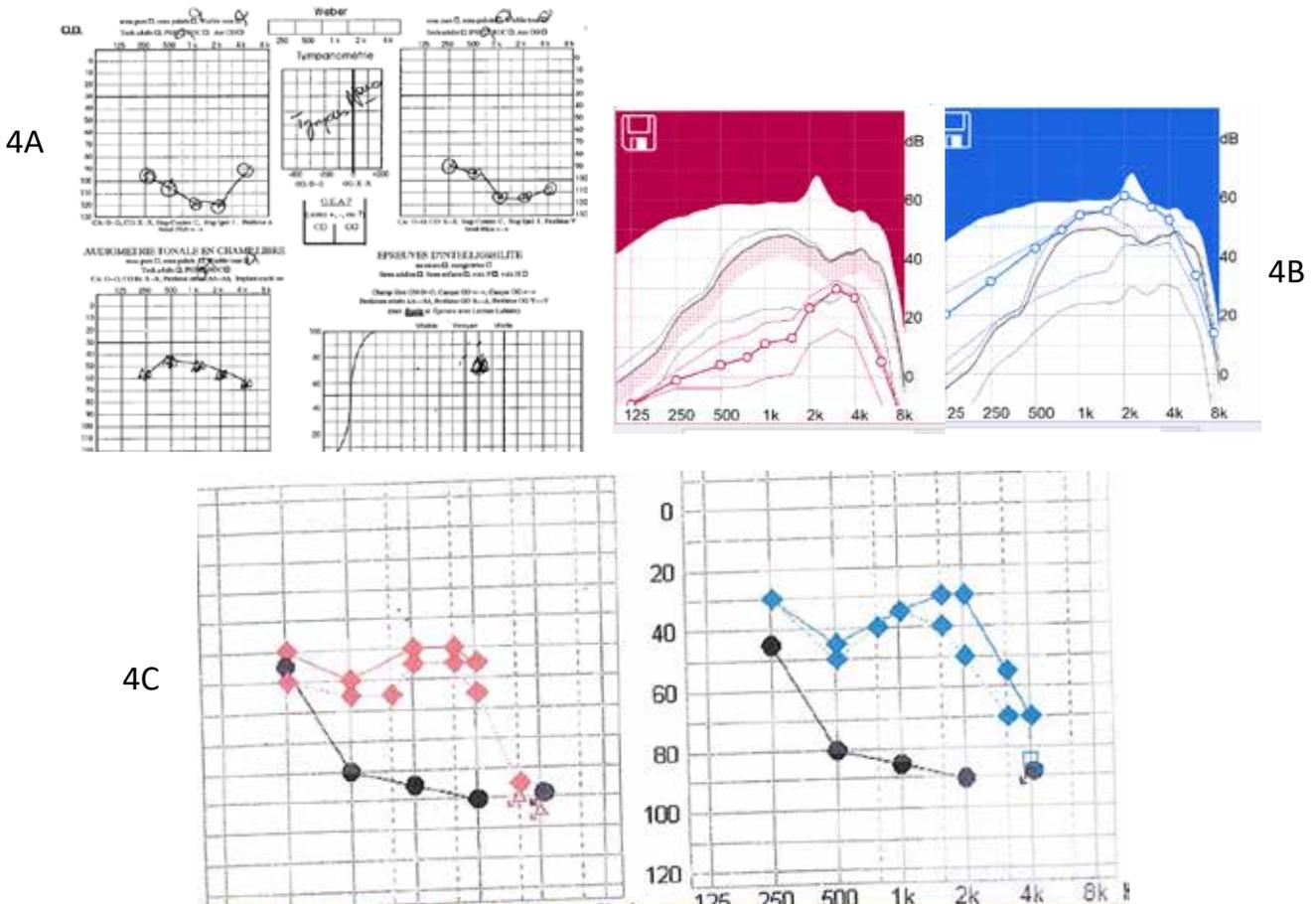


Figure 4. Cohérence des informations recueillies par le médecin ORL (4A), le gain acoustique des appareils (4B), le gain fonctionnel tonal (4C) et le score vocal dans le silence avec appareils à 70% pour un niveau de voix moyen.

Otoferline intervient dans le trafic vésiculaire intra synaptique, on pourrait parler de synaptopathie (Loundon, 2005). Il est donc possible d'affirmer que l'origine de cette neuropathie est périphérique, qu'il n'existe pas d'atteinte structurale de l'oreille interne, et que le résultat attendu si nécessaire d'une implantation cochléaire est équivalente à celui d'un enfant ayant une surdité endocochléaire (Rouillon, 2006).

Des épisodes d'otites moyennes durant l'hiver viennent compliquer la surveillance audiométrique, car elles entraînent des fluctuations d'audibilité. Si elles sont simples à traiter, elles n'en demeurent pas moins difficiles à compenser par un effort d'écoute à une période où les efforts devraient être orientés sur les apprentissages plus que sur la tentative de percevoir.

Heureusement, chez AA., le niveau de lecture labiale (LL) est bon et les supports visuels permettent de compenser en partie les indices auditifs parcellaires. Ainsi, les premiers tests montrent 100% de compréhension de la parole avec LL (phrases simples).

Entre 4 et 6 ans, alors que le niveau de langage s'améliore progressivement, les évaluations montrent que l'audition en tonale s'aggrave et que la capacité à répéter des mots (Boorsma) sans lecture labiale diminue, passant de 70%   50% dans le silence (figure 5). Devant cette évolution auditive, les réglages des appareils auditifs sont revus, et l'aggravation des seuils oreilles nues, confirmée. Pour tenter d'améliorer

la réception, un système HF mis en place, et une indication d'implantation cochléaire est discutée.

Les ondes V sont présentes à forte intensité aux PEA (figure 5). Les otoémissions acoustiques sont toujours présentes et ne constituent pas une contre-indication à l'implantation cochléaire car font partie de la physiopathologie de ce type de neuropathie auditive. En effet, les cellules ciliées externes sont fonctionnelles (OEA normales), alors que les cellules ciliées internes ne le sont pas (PEA altérés). (Santarelli, 2015). Ainsi l'implant cochléaire peut réhabiliter la fonction auditive puisque stimulant directement la synapse.

BIBLIOGRAPHIE

- Loundon N, Marcolla A, Roux I, Rouillon I, Denoyelle F, Feldmann D, Marlin S, Garabedian EN. Auditory neuropathy or endocochlear hearing loss? *Otol Neurotol.* 2005 Jul;26(4):748-54.
- Rouillon I, Marcolla A, Roux I, Marlin S, Feldmann D, Couderc R, Jonard L, Petit C, Denoyelle F, Garab dian EN, Loundon N. Results of cochlear implantation in two children with mutations in the OTOF gene. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2006 Apr;70(4):689-96.
- Santarelli R, del Castillo I, Cama E, Scimemi P, Starr A. Audibility, speech perception and processing of temporal cues in ribbon synaptic disorders due to OTOF mutations. *Hear Res.* 2015 Dec;330(Pt B):200-12. doi:10.1016/j.heares.2015.07.007. Epub 2015 Jul 15. PMID: 26188103

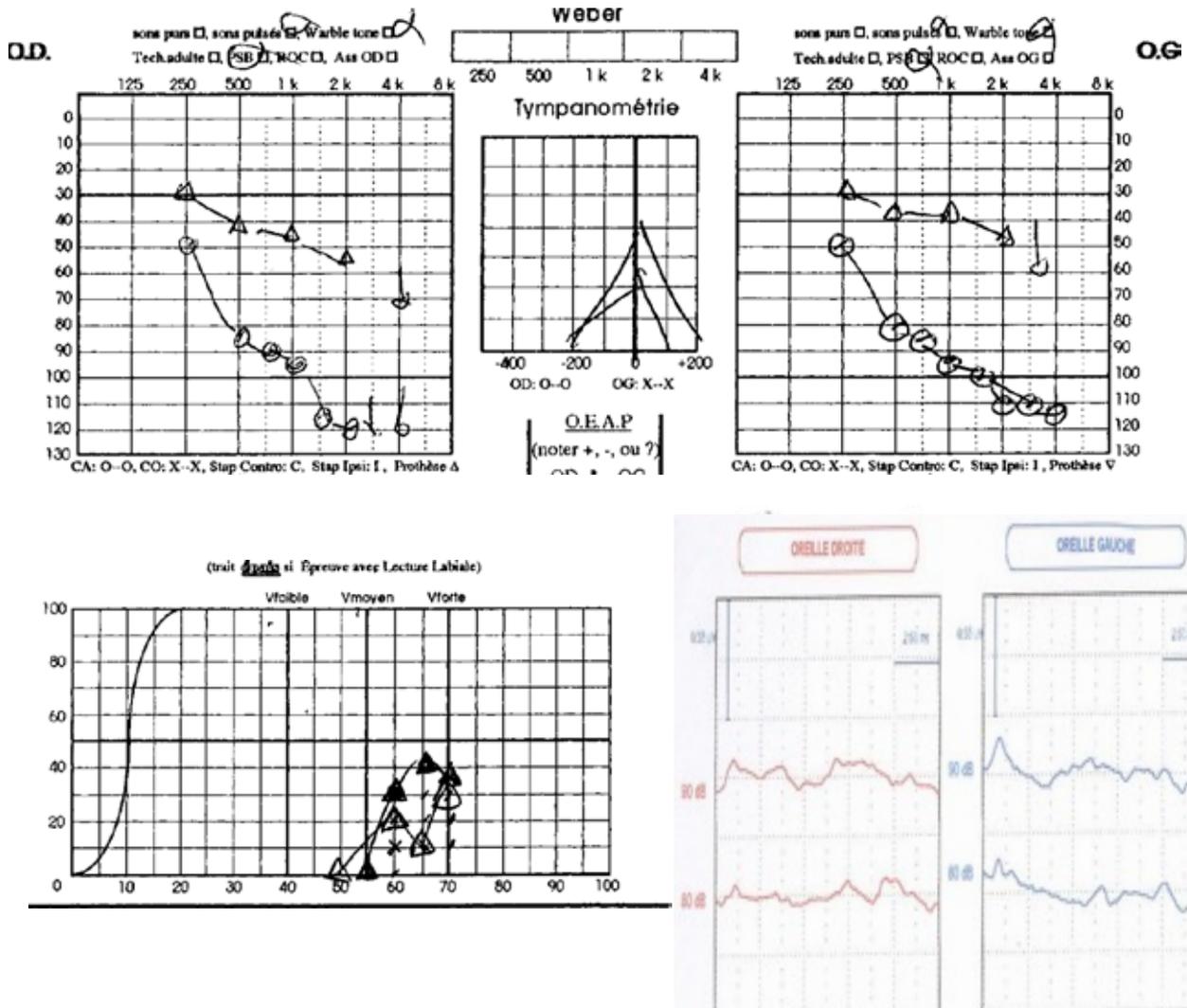


Figure 5. Les potentiels évoqués auditifs (PEA) : dans le cadre d'une neuropathie auditive les PEA peuvent être totalement désynchronisés. Ici n'apparaît aucune onde individualisable.

ReSound OMNIA

Solution auditive conçue pour l'écoute dans le bruit

Essayez.
Écoutez.
Adaptez.

Avec **ReSound OMNIA**, vos clients classe II peuvent mieux entendre dans le bruit avec une amélioration jusqu'à 150% de la compréhension de la parole.*

Cette prouesse est rendue possible grâce à notre audiologie exclusive Organic Hearing™.

Désormais disponible en mini-RIE, customs et BTE rechargeables.



Nouveau mini-RIE !



NEUROPATHIE AUDITIVE ET IMPLANTATION COCHLÉAIRE : RÉSULTAT CHEZ UN PATIENT DE 6 ANS PORTEUR D'UNE MUTATION DU GÈNE QUI CODE POUR L'OTOFERLINE



Auteurs

Pr. Natalie LOUNDON

Service ORL
Hôpital Necker-Enfants Malades
149 rue de Sèvres - 75015 Paris

Arnaud COEZ

Audioprothésiste
Audition Santé,
Laboratoire de correction
auditive Bizaguet, 75001 Paris

AA. avait 6 ans quand il a bénéficié d'une implantation cochléaire, il y 10 ans maintenant (voir cas clinique dans ce numéro), après que la neuropathie auditive ait pu être affirmée et que le bilan génétique ait pu rassurer sur l'absence de contre-indication à la chirurgie. En effet AA. présente une neuropathie auditive en rapport avec une mutation du gène *OTOF*, codant pour une protéine intervenant dans le trafic vésiculaire synaptique cochléaire.

Le pronostic de ces surdités concernant la réhabilitation est excellent puisque l'ensemble de la structure anatomique est conservé et le système nerveux fonctionnel.

En 2023, le repérage de la surdité en maternité par PEA automatisé aurait permis de l'orienter directement vers un centre expert pour un diagnostic et une prise en charge adaptée précoces. L'indication d'implant cochléaire dans les premiers mois de vie aurait sans doute été discutée. Ainsi les modalités de suivi et les indications de prise en charge évoluent considérablement dans le temps.

Dans le futur, le repérage génétique précoce sera sans doute disponible pour les familles qui le souhaitent. Ce diagnostic génétique pourrait permettre d'éviter certains examens complémentaires, de guider l'appareillage et si des thérapies géniques sont disponibles, ces petits patients pourraient en bénéficier rapidement. Cet accès précoce à un diagnostic précis génétique permettra d'intervenir en respectant les périodes sensibles du neuro-développement.

Pour ce qui concerne AA., en 6 ans, l'audition moyenne a évolué vers une perte d'audition sévère à profonde avec une diminution progressive des scores d'intelligibilité de la parole alors que la compréhension linguistique se maintenait grâce aux supports visuels (lecture labiale). A 6 ans, les apprentissages scolaires se sont faits mais au prix d'une attention soutenue. Les difficultés dans la grande classe ont poussé à mettre en place un système de microphone HF qui permet une captation du son à la source et un confort auditif.

Le bilan pré-implantation comprenait une IRM des conduits auditifs internes et de l'encéphale, un examen vestibulaire, un bilan orthophonique et psychologique.

En 2012, implanter un enfant sourd sévère avec neuropathie auditive demeurait un défi. Dans le cas de AA., un implant Cochlear® a été utilisé à droite, la prothèse auditive a été conservée initialement à gauche. Toutes les électrodes sont intra-cochléaires. Les impédances sont comparables sur toutes les électrodes et la télémétrie a pu être réalisée sur toutes les électrodes avec succès.

Le réglage de l'implant cochléaire (IC) est progressif pour donner les moyens à AA. de s'approprier une sensation sonore nouvelle et en un mois un réglage optimal a été trouvé, permettant de confirmer la bonne indication de l'IC dans ce contexte.

Les paramètres de base proposés par le fabricant ont été utilisés :

stratégie (ACE), mode de stimulation (MP1+2), fréquence d'échantillonnage (900Hz), nombre d'électrodes actives simultanément (10), largeur d'impulsion (25 us), bande passante (188Hz - 7938 Hz), vitesse de stimulation, traitement du signal (SCAN).

Un seuil de détection du signal a été trouvé pour chaque électrode. Un seuil fort mais confortable a pu être trouvé avec la participation de AA. La différence entre ces deux seuils est assez homogène sur l'ensemble des électrodes (35 unités électriques). L'utilisation de simples phonèmes à un niveau de voix moyenne permet de s'assurer de leur répétition correcte et donc de la discrimination des formants comme objets sonores signifiants. L'émission de ces phonèmes à différentes intensités permet à l'audioprothésiste d'estimer les seuils par une acoumétrie verbo-tonale qui sera ensuite confirmée par une audiométrie tonale. L'utilisation d'une liste fermée de mots (couleurs) permet de tester la perception d'un enchaînement de phonèmes. L'utilisation d'une liste ouverte de 10 mots permet d'estimer le score d'intelligibilité qui sera trouvé lors de l'évaluation audioprothétique par une audiométrie vocale adaptée à l'âge de l'enfant.

L'audiométrie vocale dans le silence est très largement améliorée car les 100% d'intelligibilité sont atteints alors qu'avec prothèses auditives le score d'intelligibilité ne dépassait pas 50%. De plus, la tâche semble beaucoup plus facile à réaliser avec l'implant cochléaire qu'avec la prothèse qu'il a conservé à gauche. Les latences de répétition des mots sont beaucoup plus courtes quand il utilise son implant droit que lorsqu'il utilise sa prothèse gauche. Néanmoins le port de la prothèse gauche à laquelle il est habitué lui permet de s'adapter à cette nouvelle perception droite qui devint très rapidement sa nouvelle référence.

La capacité d'intelligibilité dans le bruit s'améliore puisque 100% des mots sont répétés pour des rapport Signal/bruit favorables à la parole (+6 dB) pour un score d'intelligibilité dans le bruit de 50% pour un RSB de +2 dB (SIB (50)=2 dB).

Le suivi de AA. au cours du temps montre que de nouvelles adaptations de réglages de sa prothèse gauche sont nécessaires car son intelligibilité à gauche dans le silence semble se dégrader malgré des ajustements de réglage (figure 1). En 2017, l'intelligibilité à gauche avec prothèse n'est plus que de 20%. Une tentative de réappareillage est décidée à gauche avec une prothèse auditive Resound® compatible avec implant cochléaire

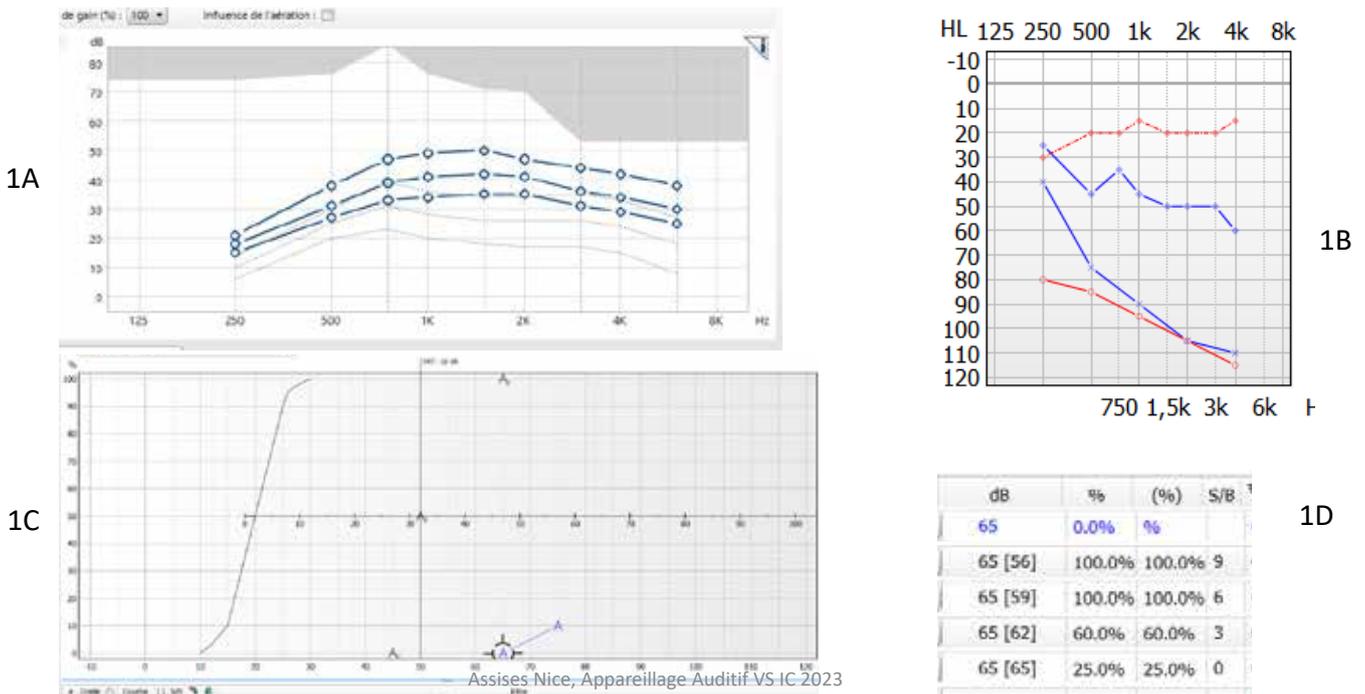


Figure 1. Gain de la prothèse auditive (1A), gain fonctionnel tonal droit avec implant cochléaire (rouge) et avec la prothèse auditive gauche (bleu) (1B), score d'intelligibilité obtenu avec prothèse gauche (A—A) et avec implant cochléaire droit (A2 A2) (1C), scores d'intelligibilité dans le bruit pour différents rapport signal sur bruit, liste de mots dissyllabiques de Lafon pour un niveau de voix fixe de 65 dB (1D).

permettant l'utilisation d'un microphone déporté (Multimic®) qui peut l'aider dans des situations de compréhension dans le bruit. Malgré tous les efforts de réglage, le seuil liminaire avec prothèse demeure 20 dB moins bon qu'avec l'implant droit même si cet écart se réduit à un niveau supraliminaire de voix moyenne (figure 1).

Une augmentation supplémentaire du gain est mal supportée et n'améliore pas l'intelligibilité dans le calme qui plafonne à moins de 20% avec des listes dissyllabiques de Lafon (figure 1).

En 2018, devant l'excellent résultat obtenu à droite et la preuve de l'efficacité de l'implant cochléaire en cas de neuropathie impliquant l'otoferline, une implantation cochléaire à gauche est proposée.

Après la chirurgie, les réglages à gauche effectués sont comparables à ceux de l'implant droit, et en moins d'un mois, un équilibre est trouvé entre les deux implants. Des résultats cliniques comparables à ceux obtenus à droite, c'est-à-dire avec 100% d'intelligibilité (figure 2) et une difficulté de la tâche d'écoute diminuée et un port régulier de 12h par jour comme en atteste le datalog.

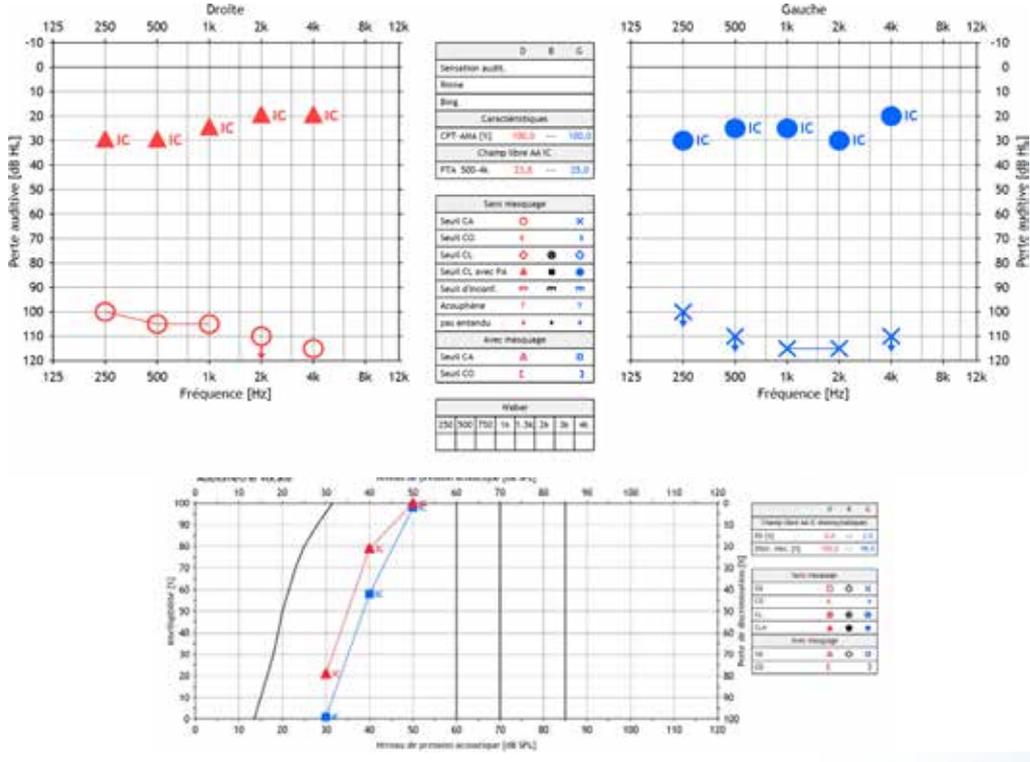


Figure 2. Résultats fonctionnels tonal et vocal (dissyllabique de Fournier) obtenus après une implantation cochléaire séquentielle droite (2012) puis gauche (2018).

CONCLUSION

En 2023, un nourrisson porteur d'une mutation du gène qui code pour l'otoferline, est détectable dans la première année de vie grâce au dépistage néonatal de la surdité et par la possibilité d'un diagnostic génétique précoce. Le nourrisson sourd profond peut ainsi bénéficier en connaissance de cause, d'une implantation cochléaire bilatérale.



Auteur
Fabrice GIRAUDET

Comité de rédaction
scientifique Audika

UN ÉCLAIRAGE SUR LES FUTURS IMPLANTS COCHLÉAIRES « LUMINEUX »

En 1789, le physicien et médecin italien Luigi Aloisio Galvani réalisa des expériences sur la stimulation électrique des nerfs. Ainsi, à l'aide d'une machine électrostatique et une bouteille de Leyde (ancêtre du condensateur) il observa des contractions des muscles de la cuisse d'une grenouille suite à l'application de stimulus électriques. Galvani décrit alors ce qu'il appela les propriétés de « l'électricité animale », appelée aujourd'hui électrophysiologie. Mais en étudiant scrupuleusement la bibliographie, nous pouvons lire qu'en 1757 le botaniste français Michel Adanson avait indiqué que la forte décharge naturelle de certains « poissons électriques » (comme les silures) était identique au phénomène observé avec une bouteille de Leyde. Un contemporain de ces deux scientifiques, l'italien Alessandro Giuseppe Antonio Anastasio Volta -connu pour ses travaux sur l'électricité et pour l'invention de la première pile électrique (pile voltaïque)- réalisa des expériences semblables dans ce nouveau domaine de la biologie. En parallèle, Volta est également connu pour son invention de l'eudiomètre (instrument servant à l'analyse volumétrique des mélanges gazeux, l'audiomètre étant lui inventé un siècle plus tard par Arthur Hartmann). Dans les années 1950, les connaissances biophysiques sur les mécanismes intimes de l'électrophysiologie (contributions des courants ioniques sodique et potassique) ont fait un bond spectaculaire à la suite de la série de travaux sur l'axone géant de calamar des deux chercheurs Alan Hodgkin et Andrew Huxley (prix Nobel de Médecine 1963). Ils ont ainsi décrit l'initiation et la propagation des potentiels d'action des neurones. Leurs travaux ont conduit à l'établissement d'un modèle mathématique dynamique -ensemble d'équations différentielles non linéaires- et continu dans le temps. Aujourd'hui encore, la neurophysiologie et l'électrophysiologie reposent sur ces principes fondamentaux. Pour revenir sur la fin du XVIII^{ème} siècle, cette période a été propice à de très nombreuses expérimentations cliniques. En effet, il semble que l'anglais Benjamin Wilson ou l'italien Volta soient à l'origine des premières stimulations électriques du système auditif (plus exactement au niveau du conduit auditif externe et conduisant à une perception auditive)... et donc de l'implant cochléaire !

Le 2 juillet 1967 devant l'Académie Nationale de Médecine, Charles Eyriès (Otologiste) et André Djourno (Professeur de physique médicale) retracent « les premiers essais d'excitation électrique du nerf auditif chez l'homme par micro-appareils inclus à demeure ». L'implant cochléaire venait de naître le 25 février 1954. Par la suite, l'approche chirurgicale avec le positionnement de l'électrode dans la cochlée en passant par la fenêtre ronde fut mise au point et codifiée en 1961 par l'américain William House. Des Français (Pr Patrick MacLeod, médecin électrophysiologiste, Pr Claude-Henri Chouard, chirurgien ORL et Jean Bertin, industriel) sont encore en première ligne dans les années 1970

pour le développement de l'implant multi-électrodes, dispositif qui pose les bases de l'implant cochléaire actuel.

En 2023, les chercheurs, industriels et médecins poursuivent cette optimisation de l'implant cochléaire (électrodes atraumatiques, nouvelles procédures chirurgicales, monitoring électrophysiologique, insertion robotisée, imagerie per-opératoire) et de nouvelles procédures de stimulation (nouvelles formes de pulses électriques).

Parallèlement, une nouvelle voie de développement dans le domaine de l'implant cochléaire est apparue ces dernières années avec l'avènement d'une révolution technologique majeure dans les neurosciences : l'optogénétique (association de l'optique et de la génétique !).

De façon ultra-simplifiée, l'optogénétique permet d'observer et de contrôler l'activité de groupes de neurones spécifiques par l'application contrôlée et ciblée de lumière ; ceci aussi bien sur des neurones en culture (dans une boîte de Pétri) que pour induire des modifications comportementales d'un petit rongeur.

Mais pour rendre les cellules nerveuses sensibles à la lumière, il faut au préalable les modifier génétiquement en introduisant dans leur génome un gène codant pour une protéine « photo-activable ». Cette protéine fait partie de la grande famille des opsines impliquées dans la plupart des processus de photosensibilité. Parmi les « opsines célèbres », la rhodospine (ou pourpre rétinien) est présente dans l'un des deux types des cellules photoréceptrices de la rétine (les bâtonnets). Cette protéine est donc responsable de la sensibilité de l'œil à la lumière.

Pour revenir sur le transfert du gène de la protéine photo-activable, celui-ci est réalisé par l'injection dans les tissus nerveux de virus non pathogènes (vecteur). La particule virale infecte alors les cellules nerveuses conduisant à l'intégration du génome viral modifié (car porteur du gène de la protéine photo-activable) dans le génome des cellules nerveuses et in fine à la production de la protéine photo-activable. Ces vecteurs viraux sont désormais de plus en plus utilisés comme vecteurs de transfert de gène dans les projets pré-cliniques (et cliniques) de thérapies génétiques de l'audition (mais pas uniquement !). En effet, les virus adéno-associés (ou AAV, pour adeno associated virus en anglais) sont de petits virus à ADN non pathogènes.

« L'implant cochléaire est actuellement la seule neuroprothèse... PERMETTANT DE RESTAURER LA FONCTION AUDITIVE EN CAS DE SURDITÉ NEUROSENSORIELLE SÉVÈRE À PROFONDE. »

De façon plus précise, la protéine photosensible est une rhodopsine canal, c'est-à-dire qu'il s'agit d'un canal ionique permettant le passage d'ions à travers les membranes uniquement en présence de lumière. C'est en 2002 que des chercheurs identifient pour la première fois dans une algue verte (appelée *Chlamydomonas reinhardtii*) ce type de protéine-canal. Au fil des années, la découverte et la création par génie génétique d'autres protéines sensibles à différentes longueurs d'ondes lumineuses (comme le rouge, le vert ou le

bleu) offrent aux chercheurs toute une panoplie d'outils pour activer ou inhiber les cellules nerveuses.

Rendre les cellules nerveuses sensibles et activables à la lumière nécessite donc de très nombreuses étapes génétiques et cellulaires intimes. Mais cette technique d'optogénétique sollicite également un second élément indispensable à savoir une (des) source(s) lumineuse(s). L'application de la lumière au niveau d'un groupe de neurones « sensibilisés » et localisés dans un noyau profond de l'encéphale ne peut passer que par l'introduction proche de la région cible d'un système optique comme une fibre optique laser.

L'implant cochléaire est actuellement la seule neuroprothèse (commercialisée à grande échelle depuis près de 30 ans, avec plus d'un million de patients bénéficiant d'une telle réhabilitation auditive) permettant de restaurer la fonction auditive en cas de surdité neurosensorielle sévère à profonde. Dès 2013 des auteurs (Richter et al) avaient suggéré qu'il était possible d'envisager de stimuler les ganglions spiraux (corps cellulaires des fibres nerveuses auditives) à l'aide non pas de stimulations électriques mais de stimulations lumineuses (« bien entendu » avec au préalable l'étape de la sensibilisation à la lumière de ces ganglions spiraux).

Selon les partisans de ce nouveau mode de stimulation des ganglions spiraux, les implants cochléaires électriques actuels présentent (comme tous systèmes) des performances limitées en raison d'une large diffusion du champ électrique autour de l'électrode (le porte-électrodes étant inséré dans la rampe tympanique remplie de périlymphe !!). Ceci conduit à une stimulation peu focale avec le recrutement d'un plus grand nombre de ganglions spiraux que souhaité, et limiterait également le nombre maximal d'électrodes de stimulation. Ceci pourrait être associé à une dégradation de la résolution en fréquence. Pour tenter d'améliorer ce point, les constructeurs d'implants électriques actuels développent et proposent à la fois de nouveaux portes-électrodes mais également des stratégies de stimulations électriques innovantes (pulses électriques non plus carrés mais avec des formes plus sophistiquées). Autre point soulevé dans les performances (semble-t-il) limitées des implants électriques, c'est une faible gamme dynamique de sortie conduisant à un codage de l'intensité plutôt médiocre (toujours selon les partisans de l'implant lumineux !). Ces limitations technologiques pourraient être en partie responsables également des difficultés d'intelligibilité dans le bruit des patients implantés !

Les avantages de ces nouveaux implants lumineux seraient de pouvoir proposer une stimulation lumineuse plus focalisée et donc cibler plus précisément les ganglions spiraux. Mais les chercheurs sur l'implant optique sont confrontés à l'évaluation de différents points comme : l'expression précise et pérenne dans le temps des protéines-canal photosensibles au niveau des tissus cochléaires (ganglions spiraux), les notions d'irradiation maximale pour une conservation de l'intégrité cellulaire en évitant les potentiels phénomènes d'échauffement, la diffusion à travers les structures osseuses (modiolus) et les liquides cochléaires, la dispersion spectrale, la précision temporelle et spectrale des réponses physiologiques évoquées.

Ces implants lumineux sont en plein développement technologique et les essais « physiologiques » ne sont actuellement réalisés que sur des petits rongeurs (rats, gerbilles, cobayes). Les protéines-canal channelrhodopsin-2 (ChR2) ont été choisies pour être exprimées au niveau des ganglions spiraux leur conférant ainsi une sensibilité maximale à l'énergie lumineuse dans une plage comprise entre 460 et 480 nm. Un défi d'ingénierie est également associé à ces nouveaux implants lumineux. Le porte-électrodes est désormais composé

d'un chapelet de micro-LED flexibles implantables de quelques 230 µm de large.

Parmi les résultats pré-cliniques très encourageants, les auteurs ont montré un gain important en sélectivité spectrale pour la stimulation optogénétique par rapport à la stimulation électrique conventionnelle. Ceci permettra de bénéficier de futurs implants lumineux avec un plus grand nombre de canaux de stimulation indépendants. Si ce gain en résolution spectrale est significatif, pour l'instant le codage temporel reste relativement médiocre ! En effet, les protéines-canal présentent une certaine latence pour déclencher en cascade les processus biophysiques ioniques. Les pistes actuelles de recherches sont focalisées sur le développement et l'étude de protéines-canal plus rapides. Des auteurs envisagent également des solutions hybrides optogénétiques et électriques !

Une autre application sans doute prometteuse de cette optogénétique serait dans l'évolution des implants du tronc cérébral. En effet, le contrôle de la diffusion du courant électrique est toujours plus délicat dans cette région du fait de la proximité de structures de régulation des fonctions neurovégétatives ! Ainsi, certains auteurs (Dieter et al.) ont enregistré les réponses du colliculus inférieur de gerbilles et ont observé une réponse en sélectivité spectrale quasi-physiologique à l'aide de la stimulation optique.

Cette technique révolutionnaire qu'est l'optogénétique permet « d'allumer et d'éteindre avec de la lumière » des populations de neurones (préalablement modifiés génétiquement). **Ce nouvel outil de biologie permet ainsi non seulement d'étudier le fonctionnement des circuits neuronaux mais également d'envisager de développer de nouvelles approches thérapeutiques pour de nombreux troubles neurologiques et psychiatriques.** Pour l'instant, l'implant cochléaire électrique n'est pas près de passer du côté obscur !

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ajay E, Gunewardene N, Richardson R. Emerging therapies for human hearing loss. *Expert Opin Biol Ther.* 2022 Jun;22(6):689-705.
- Bali B, Lopez de la Morena D, Mittring A, Mager T, Rankovic V, Huet AT, Moser T. Utility of red-light ultrafast optogenetic stimulation of the auditory pathway. *EMBO Mol Med.* 2021 Jun 7;13(6):e13391
- Helke C, Reinhardt M, Arnold M, Schwenzer F, Haase M, Wachs M, Goßler C, Götz J, Keppeler D, Wolf B, Schaeper J, Salditt T, Moser T, Schwarz UT, Reuter D. On the Fabrication and Characterization of Polymer-Based Waveguide Probes for Use in Future Optical Cochlear Implants. *Materials (Basel).* 2022 Dec 22;16(1):106
- Huet AT, Dombrowski T, Rankovic V, Thirumalai A, Moser T. Developing Fast, Red-Light Optogenetic Stimulation of Spiral Ganglion Neurons for Future Optical Cochlear Implants. *Front Mol Neurosci.* 2021 Mar 11;14:635897.
- Khurana L, Keppeler D, Jablonski L, Moser T. Model-based prediction of optogenetic sound encoding in the human cochlea by future optical cochlear implants. *Comput Struct Biotechnol J.* 2022 Jul 6;20:3621-3629.
- Littlefield PD, Richter CP. Near-infrared stimulation of the auditory nerve: A decade of progress toward an optical cochlear implant. *Laryngoscope Investig Otolaryngol.* 2021 Mar 12;6(2):310-319.
- Nagel G, Ollig D, Fuhrmann M, Kateriya S, Musti AM, Bamberg E, Hegemann P. Channelrhodopsin-1: a light-gated proton channel in green algae. *Science.* 2002 Jun 28;296(5577):2395-8.
- Richter CP, Rajguru S, Bendett M. Infrared neural stimulation in the cochlea. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.* 2013 Mar 8;8565:85651Y.
- Thompson AC, Wise AK, Hart WL, Needham K, Fallon JB, Gunewardene N, Stoddard PR, Richardson RT. Hybrid optogenetic and electrical stimulation for greater spatial resolution and temporal fidelity of cochlear activation. *J Neural Eng.* 2020 Nov 4;17(5):056046.
- Zhang H, Fang H, Liu D, Zhang Y, Adu-Amankwaah J, Yuan J, Tan R, Zhu J. Applications and challenges of rhodopsin-based optogenetics in biomedicine. *Front Neurosci.* 2022 Sep 23;16:966772.



Le vrai!

**Ne trichez pas
avec votre dos**



Exigez 
Le vrai!




Gammadis
une réputation bien assise!

29, rue de la République
31700 BEAUZELLE
Tél. : 05.61.42.23.23 - Fax : 05.61.59.34.84
contact@gammadis.fr - www.bambach.fr

Auteur

Mikael MÉNARD

Responsable de formation et d'application

MY WELLBEING MESURER LE NOMBRE DE PAS AVEC LES AIDES AUDITIVES

Depuis plusieurs années, les aides auditives Signia sont équipées d'un capteur de mouvement permettant une analyse plus précise du scénario dans lequel le patient se trouve et ainsi tenir compte de son interaction dans cet environnement. Cette analyse permet d'ajuster plus précisément le traitement du signal des appareils aux besoins d'écoute du patient (Branda & Wurzbacher, 2021).

INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, les aides auditives Signia sont équipées d'un capteur de mouvement permettant une analyse plus précise du scénario dans lequel le patient se trouve et ainsi tenir compte de son interaction dans cet environnement. Cette analyse permet d'ajuster plus précisément le traitement du signal des appareils aux besoins d'écoute du patient (Branda & Wurzbacher, 2021).

Un autre avantage de ce capteur de mouvement intégré est de pouvoir apporter des informations sur le nombre de pas effectués par le porteur. Des études récentes ont mis en évidence que la perte auditive, associée au vieillissement, coexiste fréquemment avec d'autres conditions telles que démence ou diabète par exemple (Besser et al., 2018). Les patients sont aujourd'hui mieux informés de ces comorbidités et de ces pathologies et sont plus au fait de prendre soin de leur santé et de leur bien-être. À cette fin, la présence d'un

compteur de pas précis intégré dans leurs aides auditives peut devenir un atout précieux dans le suivi de leur activité physique quotidienne et par la même, de leur bonne santé. De plus, un comptage précis et juste, nécessitant le port des aides auditives peut être une motivation supplémentaire à ces patients pour porter leurs aides auditives plus longtemps et ce tous les jours.

Signia a intégré, au sein de son application gratuite Signia App, le module My WellBeing permettant au patient d'avoir un suivi de plusieurs indicateurs en lien avec son audition et son bien-être. Ces indicateurs sont un compteur de pas, une mesure de l'activité physique, le nombre d'heure de port et le temps de parole (Jensen & Taylor, 2022). Le comptage des pas (« Mes Pas ») est mesuré directement à partir des aides auditives et de leur capteur de mouvement au niveau de la tête du patient. Les données sont ensuite accessibles pour le patient dans son application sous forme de graphique par jours, semaines, mois... (voir figure 1).

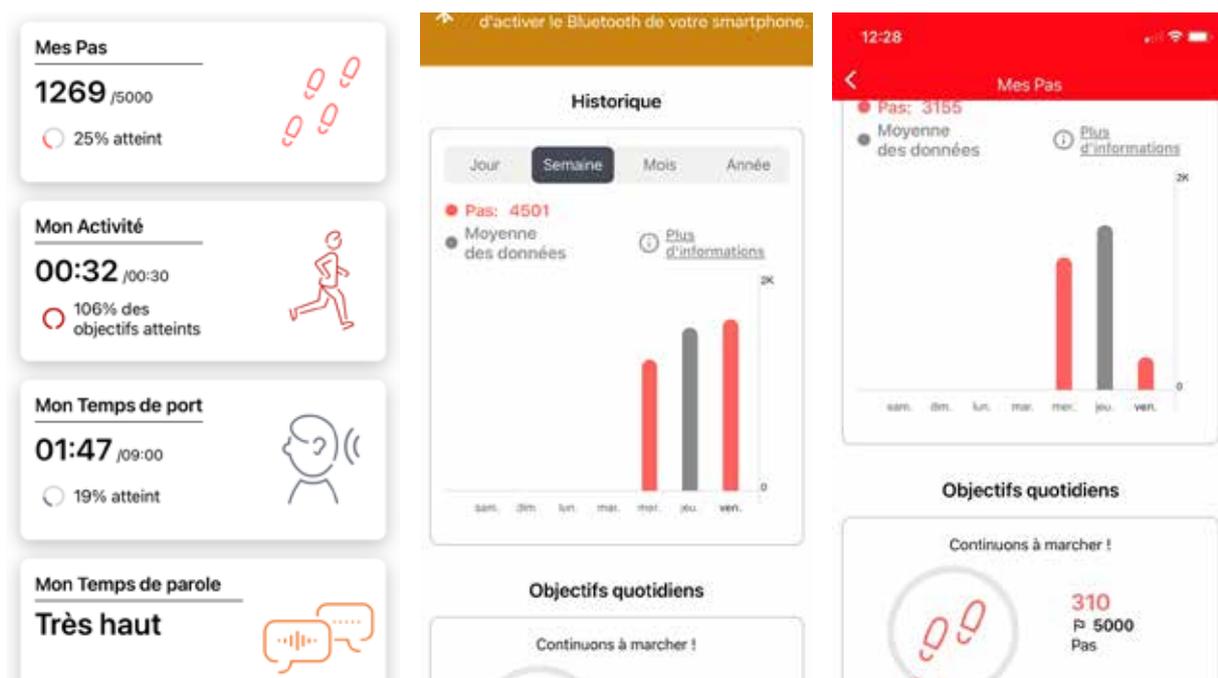


Figure 1. À gauche, la fenêtre My WellBeing dans l'application Signia app, regroupant toutes les informations collectées par MyWellBeing. En cliquant sur le module « Mes Pas », les fenêtres de droite s'affichent et permettent alors d'obtenir plus de détails et l'historique.

Sur le marché grand public, il existe une multitude de compteurs de pas. Suivant les modèles ils peuvent être portés au poignet, sur les hanches, ou encore intégrés dans les smartphones. De par ses positionnements divers et variés, la question de la précision de la mesure est évidente. Plusieurs études ont été réalisées sur ce sujet (Husted & Llewellyn 2017, Ehrler et al, 2016). Les résultats obtenus montrent une forte disparité entre les modèles avec une variabilité liée à la vitesse de la marche et le positionnement de ce capteur. De plus le prix n'est pas ici un gage de précision de mesure.

Avec le lancement du compteur de pas intégré à My WellBeing, nous avons voulu comparer cette mesure réalisée à partir des aides auditives à des systèmes grand public que l'on porte autour du poignet afin de pouvoir répondre à ces 3 questions :

- Est-ce que « Mes pas » de MyWellBeing fournit une mesure précise (ou plus précise) comparée aux systèmes que l'on trouve dans le marché grand public portés autour du poignet ?
- Est-ce que « Mes pas » fournit une mesure plus précise avec des mouvements pouvant créer des erreurs de mesure comme des mouvements du corps ou des bras, autres que la marche ?
- Est-ce que ces erreurs de mesures potentielles, entraînant une différence du nombre de pas mesurés se retrouvent dans la mesure du nombre de pas de la vie de tous les jours des patients ?

MÉTHODE

Dans cette étude, 10 participants appareillés (45 ans d'âge moyen, 6 femmes, 4 hommes) ont été recrutés afin de comparer la fonction « Mes Pas » des aides auditives avec 2 systèmes premium du marché incluant un compteur de pas. La perte auditive ici n'a pas d'importance sur la fonctionnalité testée.

Les aides auditives portées sont des Signia Pure C&Go AX adaptées avec des dômes Open. Les systèmes grand public utilisés pour cette comparaison sont : Apple Watch Series 7 et FitBit Versa.

Cinq tâches ont été mises en place afin de comparer la précision de la mesure du nombre de pas. 4 d'entre elles sont réalisées en laboratoire, la dernière en situation de vie réelle. Pour toutes ces tâches, les participants devaient porter leurs aides auditives correctement sur leurs oreilles et les compteurs de pas sur le même poignet, au choix.

- Tache A : Marcher 200 pas à un rythme normal de marche. Les participants devaient compter leur pas pour atteindre le nombre exact de 200 pas.
- Tache B : Monter/Descendre 200 marches. Les participants devaient là aussi compter le nombre de marches montées ou descendues pour atteindre le chiffre exact. Pas de restrictions de temps ou de rythme.
- Tache C : Chargement d'un lave-vaisselle. Les participants étaient amenés à garder leurs pieds stables pendant le chargement et déchargement d'un lave-vaisselle pendant une période de 5 minutes. Il était demandé aux participants d'utiliser leurs 2 mains pour cette tâche.
- Tache D : Prendre/Remettre des éléments sur un rayon. Les participants devaient prendre des éléments sur un comptoir et les déposer sur un rayonnage à hauteur de tête, tout en restant les pieds statiques. Pas d'autres restrictions si ce n'est d'utiliser les 2 mains pour cette tâche.
- Tache E : Activités journalières. Les participants devaient porter les compteurs de pas et aides auditives dans leurs activités de la journée, au travail, à la maison... et ce, pendant une journée complète. Aucune restriction.

RÉSULTATS

Les nombres moyens de pas enregistrés par chaque système de mesure de pas pour les 4 premières tâches en laboratoire sont reportés sur la Figure n°2. Pour chaque graphique, le nombre réel de pas est également reporté pour comparaison.

Le graphique correspondant à la tâche A nous montre une mesure précise quel que soit le système de mesure utilisé. La valeur relevée avec « Mes Pas » est la plus proche de la valeur réelle, mais la différence est faible et pas significative.

Sur le graphique correspondant à la tâche B, la différence entre les systèmes de mesure est plus marquée que sur le graphique précédent. Et même si cette différence n'est pas significative, il en ressort que la moyenne obtenue est plus proche de la réalité avec « Mes Pas » qu'avec les 2 autres systèmes.

Sur les graphiques des tâches C et D durant lesquels les participants ne marchaient pas, on peut constater que seul « Mes Pas » et le comptage à partir des aides auditives donne le bon résultat.

La position du capteur au niveau des oreilles bénéficie au comptage précis et à la bonne détection de la marche à partir des aides auditives. En comparaison l'Apple Watch enregistre entre 79 et 83 pas dans ces tâches et entre 58 et 31 pour le Fitbit. Avec ces 2 systèmes grand public, la variabilité de mesure est très importante d'un participant à un autre. Variabilité visible sur les graphiques C et D de la figure 2. La différence obtenue entre la mesure avec les aides auditives et les 2 autres systèmes dans ces tâches C et D est statistiquement significative.

Pour la tâche E (tache journalière), les nombres moyens de mesure de pas enregistrés par les 3 systèmes sont reportés sur la figure 3. On peut constater que le nombre de pas mesuré est plus élevé pour les systèmes grand public par rapport à la mesure « Mes Pas ». La mesure réalisée à partir de l'Apple

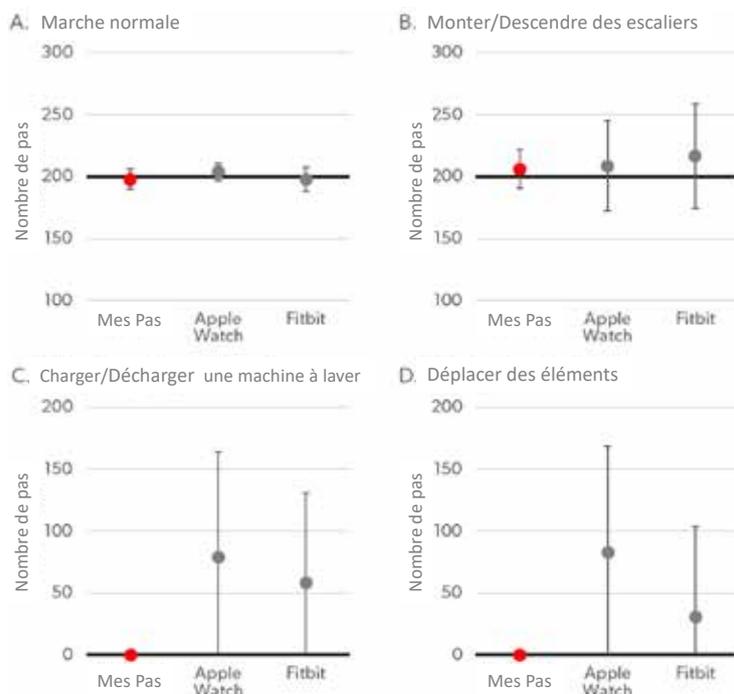


Figure 2. Nombre de pas moyens enregistrés pour 10 participants avec les aides auditives et « Mes Pas » ainsi que 2 compteurs de pas du marché (Apple Watch et Fitbit) dans 4 tâches différentes. La valeur réelle du nombre de pas est indiquée sur chaque graphique par la ligne noire.

Watch (4276) est 38% plus élevée que celle réalisée à partir des aides auditives (3096) alors que la mesure réalisée à partir de Fitbit (4800) est 55% plus élevée. Dans les 2 cas, cette différence est statistiquement significative.

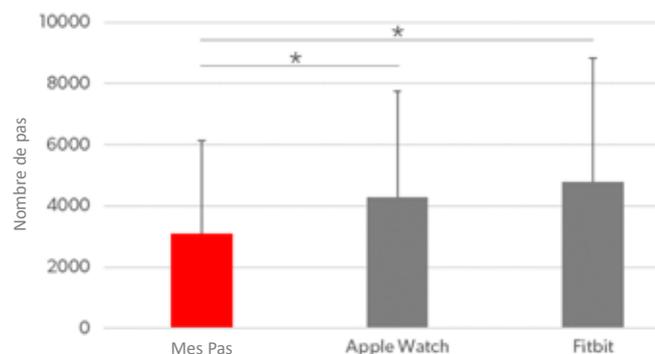


Figure 3. Nombre de pas moyen enregistré pour 10 participants avec les aides auditives et « Mes Pas » et 2 compteurs de pas du marché (Apple Watch et Fitbit) dans la tâche 5 sur une journée complète de mesure. Les barres d'erreurs nous montrent la variabilité par participants. Les étoiles indiquent la différence statistique entre les systèmes.

La large variance observée pour les 3 systèmes de mesure nous montre la forte variabilité du nombre de pas par participants dans une journée de vie. La différence obtenue dans la mesure entre les aides auditives et les 2 autres systèmes peut s'expliquer par la précision moins grande et les erreurs de détection liées à des mouvements mal identifiés par les compteurs de pas positionnés au poignet, comme vu dans les tâches C et D précédentes.

DISCUSSION

Comme attendu, dans les tâches de mesure simple comme la marche à vitesse normale sans autres activités, les systèmes étudiés offrent des résultats similaires. Dans cette tâche simple, la mesure à partir des aides auditives offre donc des résultats identiques aux systèmes grand public les plus connus.

Dans des tâches plus complexes pouvant inclure des mouvements parasites des bras ou d'autres parties du corps comme monter/descendre des escaliers, on a pu constater que la mesure à partir des aides auditives, « Mes Pas », offre une mesure plus précise, plus robuste moins sujette à des erreurs et fausses détections.

Ce constat se vérifie lors des tâches n'incluant aucun mouvement de pas mais des mouvements d'autres parties du corps qui incrémentent, malgré tout, le compteur de pas dans le cas des systèmes grand public positionnés autour des poignets. Cela confirme la fausse détection et la mauvaise interprétation de certains mouvements par ces capteurs.

Pour des utilisateurs qui souhaitent avoir une mesure précise de leur nombre de pas, réaliser cette mesure avec les aides auditives, donc au niveau des oreilles, est aujourd'hui l'un des moyens les plus sûrs pour obtenir une mesure précise et fiable quand on la compare à 2 des systèmes les plus populaires du marché.

Il existe une grande variété de système de mesure de pas sur le marché. Ici, nous avons comparé les aides auditives à des systèmes qui se portent autour du poignet mais il existe d'autres systèmes qui se positionnent autour de la taille ou

encore dans les poches comme les smartphones. La fiabilité et la précision de la mesure est comme on l'a vu très dépendante de la position de ce capteur. On comprend donc facilement que le compteur de pas intégré à un smartphone, parfois placé dans une poche, dans un sac, voir sur une table, est souvent décorrélé de l'utilisateur et ne pourra pas fournir des données fiables et précises.

Cette mesure à partir des aides auditives nécessite cependant de porter ses aides auditives. À ce titre, bénéficier de mesures précises comme le nombre de pas comme dans l'exemple pris dans cette étude, peut être un argument permettant d'encourager l'utilisateur à porter ses aides auditives. Cela permet d'accroître son temps de port et son habitude à la sonorité de ses appareils pour une meilleure correction auditive.

EN RÉSUMÉ

Notre étude visant à comparer la mesure du nombre de pas à partir des aides auditives avec My WellBeing et des systèmes compteur de pas les plus répandus du marché nous a montré que :

1. Pour les tâches classiques de marche ou de monter/descente d'escalier, la mesure réalisée à partir des aides auditives est au moins aussi précise que celle obtenue à partir des systèmes les plus répandus du marché.
2. Pour les tâches sans mouvements de jambes ou des pieds (stationnaires), la mesure à partir des aides auditives n'est pas faussée par des erreurs de mesure et d'interprétation de mouvements autres que de pas comme peuvent l'être les systèmes grand public.
3. Dans la vie de tous les jours, cette mesure réalisée à partir des aides auditives est le meilleur moyen d'obtenir une mesure fiable et précise.

Devant l'intérêt croissant du grand public au bien-être et au suivi de ses indicateurs de santé, My WellBeing, incluant un compteur de pas précis, se positionne comme un élément de choix. Intégré directement dans les aides auditives du patient malentendant, elle permet en toute transparence d'obtenir en plus d'une correction auditive, des informations sur son activité et en parallèle sur sa santé.

RÉFÉRENCES

- Branda E. & Wurzbacher T. 2021. *Motion Sensors in Automatic Steering of Hearing Aids. Seminars in Hearing, 42(3), 237-247.*
- Besser J., Stropahl M., Urry E. & Launer S. 2018. *Comorbidities of hearing loss and the implications of multimorbidity for audiological care. Hearing Research, 369, 3-14.*
- Jensen N.S. & Taylor B. 2022. *Supporting hearing health and general health with My WellBeing. Signia White Paper. www.signia-library.com.*
- Husted H.M. & Llewellyn T.L. 2017. *The accuracy of pedometers in measuring walking steps on treadmill in college students. International journal of exercise science, 10(1), 146-153.*
- Ehrler F., Weber C. & Lovis C. 2016. *Influence of pedometer position on pedometer accuracy at various walking speeds : a comparative study. Journal of Medical Internet Research, 19(10), e5916.*

ReSound GN

RESOUND OMNIA • SOLUTION AUDITIVE CONÇUE POUR ENTENDRE DANS LE BRUIT ENTENDRE LA PAROLE DANS LE BRUIT EST LE PLUS GRAND DÉFI DE BEAUCOUP DE PERSONNES MALENTENDANTES

86%

des utilisateurs d'aides auditives ont encore du mal à entendre dans le bruit¹



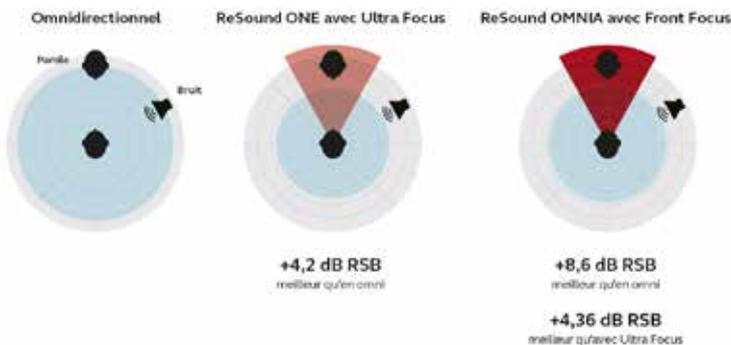
Entendre dans le bruit est le facteur #1 de satisfaction et le plus grand besoin encore non satisfait des utilisateurs actuels d'aides auditives¹



Entendre dans le bruit est la principale raison d'acheter des aides auditives²

VOUS VOULEZ QUE VOS CLIENTS ENTENDENT MIEUX DANS LE BRUIT ? MAINTENANT, AVEC RESOUND OMNIA, ILS LE PEUVENT.

ReSound OMNIATM, c'est une avancée scientifique qui améliore jusqu'à 150% la compréhension de la parole dans le bruit en augmentant le rapport signal/bruit (RSB) de 4,36 dB par rapport à notre technologie haut de gamme précédente ReSound ONE*. Propulsée par notre philosophie unique Organic Hearing™, ReSound OMNIA apporte à vos clients un son naturel, une sensation naturelle et les aide à se connecter naturellement aux appareils mobiles et au monde en toute simplicité. Désormais, vos clients peuvent entendre à travers le bruit et vivre pleinement leur vie avec ReSound OMNIA.



COMMENT AVONS-NOUS RÉUSSI CETTE AVANCÉE TECHNOLOGIQUE ?

Avec ReSound OMNIA, nous introduisons deux nouvelles fonctionnalités, All-Around 360 et Front Focus, basées sur trois améliorations clés :

1. Cartographie de l'environnement sonore plus large

En offrant à vos clients une cartographie de l'environnement sonore plus large et un streaming audio inter-aural, nous supprimons tous les espaces vides créés par l'effet d'ombre de la tête pour permettre à vos clients de ne jamais manquer un son dans toutes les situations. Ils entendent plus clairement* que jamais.

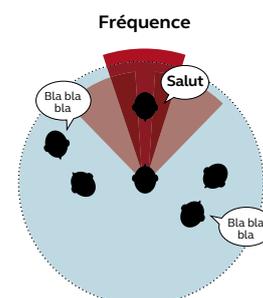
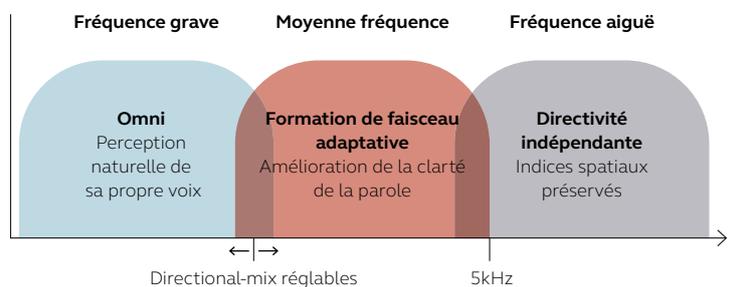
2. Détection, sélection et adaptation plus rapides aux environnements

Nous avons entièrement repensé notre système de pilotage et d'analyse pour prendre des décisions plus rapides et plus précises sur le mode d'écoute à activer. Cela signifie que vos clients entendent davantage ce qui est important pour eux et moins ce qu'ils ne veulent pas entendre, même dans les environnements les plus difficiles.

3. Formation de faisceaux plus précise pour notre meilleure clarté vocale dans n'importe quel environnement

Nous avons amélioré les performances de notre formateur de faisceaux directionnels adaptatifs pour prendre en compte les effets acoustiques de l'oreille, de la tête et du torse, améliorant considérablement la concentration sur les sons à l'avant.

Ces trois modes fonctionnent en même temps dans n'importe quel environnement sonore, permettant aux utilisateurs de choisir automatiquement ce qu'ils veulent écouter et de ne pas laisser les aides auditives choisir pour eux. De cette façon, nous pouvons maintenant permettre à vos clients d'entendre à travers le bruit.

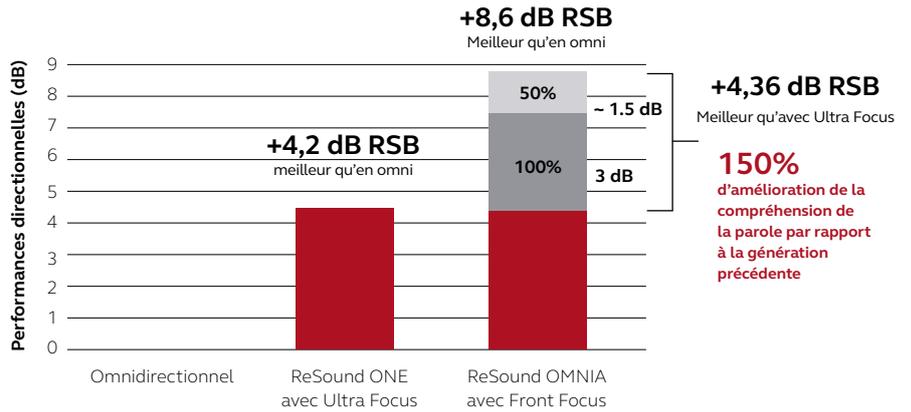


UNE TECHNOLOGIE ÉPROUVÉE

Les participants ont effectué un test de reconnaissance vocale dans le bruit dans 3 conditions : mode omnidirectionnel, mode Ultra Focus et mode Front Focus. Tout au long des tests, le bruit est resté constant et le niveau de parole a augmenté ou diminué. Le résultat du test est la différence entre le niveau de parole et le niveau de bruit (RSB).

Nous avons constaté une meilleure performance de 4,36 dB avec Front Focus par rapport à Ultra Focus. Cela signifie qu'avec ReSound OMNIA, nous pouvons augmenter le niveau de bruit d'environ 4,5 dB pour les mêmes performances de compréhension de la parole.

Étant donné qu'un changement de niveau de 3 dB est un doublement et que 1,36 est environ deux fois moins élevé, un changement total des conditions de 4,36 dB correspondrait à environ 150%. Cela signifie qu'avec ReSound OMNIA, des performances égales à celles de la technologie de la génération précédente ont été obtenues, dans des conditions de test 150% moins bonnes. ReSound OMNIA amoindrit le bruit avec une amélioration presque incroyable de 150% de la compréhension de la parole.



- 1. MarkeTrak 22, 2022
- 2. Manchaiah and colleagues, 2021
- * Jespersen et al (2022)

© 2023 GN Hearing A/S. Tous droits réservés. ReSound est une marque déposée de GN Hearing A / S. Apple, le logo Apple, iPhone et iPad, sont des marques d'Apple Inc., déposées aux États-Unis et dans d'autres pays. App Store est une marque de service d'Apple Inc., déposée aux États-Unis et dans d'autres pays. Android, Google Play et le logo Google Play sont des marques déposées de Google LLC. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915



"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."



ÉCOUTER VOIR
AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA
AIX / DRAGUIGNAN / MARSEILLE / NICE / SAINT-RAPHAËL

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 QualiAudio
- Entreprise responsable**
Socialement engagée
- Chèques déjeuner**
Comité d'entreprise
Nombreux avantages
- Région privilégiée**
Soleil, mer & montagne

ENVOYEZ VOTRE CV À :
RECRUTEMENT@LAMUT.FR



www.lamut.fr
Organisme agréé par le Collège des Métiers
N° 59169 352 098 131



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.



POUR TOUS

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

À partir de
35€/an

99€ pour 4 ans

**CONTACTEZ
NOUS**

🏠 5 rue Saint-Didier
52600 HORTES
☎ 03 25 87 57 22
@ contact@ab2a.fr
f ab2a.bailly



**Il est où
le bonheur ?**



**30 ans
d'Expérience
reconnue**

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
acfparis@auditionconseil.fr
01 56 56 75 61

Signia, un partenaire de choix

Des outils audiologiques avancés



Des produits exclusifs et destigmatisants



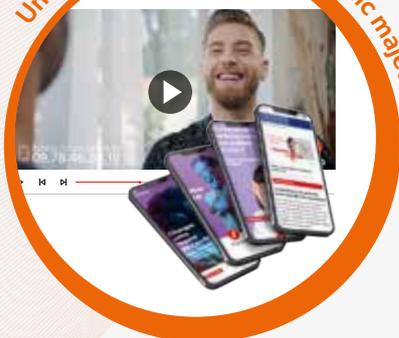
Des formations sur-mesure



Des outils d'accompagnement au quotidien



Une communication grand public majeure



Des outils marketing personnalisés



*Révélez-vous | 07/2023 ©WISAUD A/S

Be
Brilliant™



 
signia-pro.com



NOUVEAUTÉ

RUGGED

L'APPAREIL

TOUT-TERRAIN

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

Rugged repousse encore plus loin les limites de la robustesse.

Rexton lance le **Rugged**, le tout nouvel appareil de la gamme **BiCore**. Un concentré de technologie et de résistance dans un **BTE ultra compact**.



Résistance aux chocs renforcée à 2m de hauteur



Résistance à l'acidité de la sueur améliorée



Résistance aux savons et aux produits cosmétiques



Résistance aux rayures améliorée



Résistance à l'immersion jusqu'à 2m de profondeur



Certifié ATEX

Retrouvez-nous sur   

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

REXTON