

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Mai / Juin 2022 - Vol 35 - N°3 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR

DOSSIER
COMMUNICATIONS
EPU 2021

VEILLE IMPLANT
IMPLANT D'OREILLE
MOYENNE ET APLASIE
D'OREILLE CHEZ L'ENFANT

CAS CLINIQUE
APPAREILLAGE BIMODAL

MÉTIER ET TECHNIQUE
VERS UNE UNIVERSITARISATION DU
DIPLÔME D'ETAT D'AUDIOPROTHÈSE

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS



**Bernard Hugon, Audioprothésiste Audika,
Membre du Collège National d'Audioprothèse**



La Cabine Musique : un centre unique en France

Pourquoi le pôle musique ?

Le pôle musique* est un espace de réflexion et de recherche sur l'appareillage auditif des musiciens et des mélomanes déficients auditifs. Cette approche originale s'impose car les caractéristiques physiques de la musique sont différentes de celles de la parole. La demande des patients n'est plus l'intelligibilité de la parole mais le plaisir de l'écoute de la musique. De fait notre préoccupation est double : régler l'aide auditive pour l'amplification de la musique et redonner le plaisir de l'écoute musicale. Ce centre accueille les musiciens et mélomanes pour leur apporter une aide spécifique car c'est sa vocation première.

Quel est le processus pour régler parfaitement l'aide auditive d'un musicien ?

Pour régler le programme musique d'un musicien, il faut un protocole particulier mis en œuvre dans un espace conçu et aménagé spécifiquement pour placer le musicien et le mélomane dans les conditions réelles d'utilisation de ses aides auditives. Ce nouveau protocole se déroule en trois étapes avec d'abord une phase diagnostic pendant laquelle nous évaluons l'impact de la surdité sur la perception de la musique. C'est l'audiométrie musicale pour laquelle nous avons développé différents tests de reconnaissance de timbres, notes, rythmes, tonalités... La deuxième étape du pré-réglage des aides auditives consiste à utiliser, en les pondérant, des méthodologies existantes ; DSLv5 pour les musiciens instrumentistes et CAM2Bv4 pour les mélomanes. Enfin le réglage fin, dernière étape indispensable à la personnalisation du réglage du programme musique, nous amène à tenir compte des pratiques

musicales de chaque patient (proximité de la source pour les instrumentistes et situation d'écoute pour le mélomane). Afin de mettre en pratique ce nouveau protocole dans des conditions optimales, nous avons conçu ce lieu, unique en Europe, la Cabine Musique. La Cabine Musique, ce sont des parois asymétriques pour éviter les phénomènes stationnaires, une zone semi réfléchissante où le musicien instrumentiste obtient un parfait contrôle de sa sonorité et une zone absorbante pour simuler toutes les situations d'écoute rencontrées par les mélomanes : salles de concert, écoute hifi en salon... La Cabine est équipée d'un dispositif de restitution sonore de très haute-fidélité qui s'appuie sur un système 8.1 piloté par des logiciels développés par l'IRCAM**.

Pourquoi est ce important de prendre en charge ces patients avec un protocole particulier ?

La musique est le langage des émotions. Pour les musiciens et les mélomanes atteints de surdité, la frustration est immense, liée à la privation d'une source de plaisir et à l'impact sur leur équilibre émotionnel. Avec le soutien d'AUDIKA j'ai pu travailler sur cette problématique pendant plusieurs années alors qu'elle reste très secondaire chez les industriels comme pour les pouvoirs publics. L'initiative d'AUDIKA montre bien qu'une prise de conscience est à l'œuvre dans la profession et que l'importance de la réhabilitation de l'audition pour l'écoute de la musique est en train de naître. Notre mission est d'être au service de la santé auditive et au service de tous les amoureux de la musique qui attendent une prise en charge à la hauteur de leur besoin.

* AUDIKA SEVRES-MUSIQUE

Galerie Le Sévrien 103 rue de Sèvres 75006 PARIS

**Institut de Recherche et de Coordination Acoustique Musique

Les Cahiers de l'Audition

Vol 35 - N°3 - Mai / Juin 2022

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,
REMLAUD 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, VAYSETTE Joany †,
VEIT Paul †

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

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

Dépot Légal à date de parution

Le mot du président *Matthieu Del RIO*

3

5 Editorial *Paul Avan*



Dossier

6

*Communications
EPU 2021*

- Mesures objectives d'aides auditives. **p.6**
Comprendre et interpréter les indices d'intelligibilité et de qualité.
Xavier DELERCE
- Quelles sont les performances des aides auditives suivant les conditions de test ? **p.15**
David COLIN
- Evaluation objective des performances des aides auditives. **p.20**
*Balbine MAILLOU, Pr Joël DUCOURNEAU,
Julianne BOISLÈVE, Antoine MALRIN, Patrick CHEVRET,
Adil FAIZ*

Veille implant

36

Implant d'oreille moyenne et aplasie
d'oreille chez l'enfant
Arnaud COEZ

39 Cas clinique *Jehan GUTLEBEN*

- APPAREILLAGE BIMODAL
Adaptation séquentielle d'une conduction aérienne (en renouvellement) et d'un ancrage osseux controlatéral (en primo adaptation).

Métier et technique

42

- Vers une universitarisation du diplôme d'Etat d'audioprothèse
Arnaud COEZ - Rapport de l'IGAS

Veille technique

Les innovations
des industriels

47



Offre d'emplois

56

Ouvrez un monde de merveilles

avec Audéo Life, la première aide auditive rechargeable et étanche au monde.

NOUVEAU



Découvrez Phonak Audéo Life™, une aide auditive qui est étanche*, rechargeable et qui délivre un son naturel net¹.

Rien n'égale le son de Paradise.



Phonak Audéo Life

LE MOT DU PRÉSIDENT



chers Collégiens, Chers Confrères, Chers Étudiants,

C'est avec beaucoup de plaisir que je vous retrouve pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Cette édition du mois de mai et de juin est encore pour partie consacrée aux communications proposées lors de la dernière édition de l'Enseignement post-universitaire en audioprothèse (EPU) – tant l'événement a été dense dans les contenus proposés. Et parmi les nombreux autres sujets développés, nous vous proposons, entre autres, de continuer notre série sur les implants cochléaires, avec le sujet des implants d'oreille moyenne et aplasie d'oreille chez l'enfant. Enfin, ne ratez pas notre cas clinique proposé par Jehan Gutleben, Audioprothésiste D.E. à Mulhouse sur l'appareillage bimodal.

Le 24 avril dernier, Emmanuel Macron, crédité de 58,6 % des suffrages lors du second tour de l'élection présidentielle a été reconduit pour un second quinquennat. Jamais au cours d'une mandature précédente, la question de la prise en charge des troubles de l'audition n'avait été autant prise en considération. La pleine montée en puissance de la réforme du 100 % Santé il y a déjà un an, restera longtemps un succès sans précédent, plaçant la prise en charge de la surdité comme un enjeu majeur de santé publique. Une réforme qui prend également en compte le bien-être des personnes malentendantes, répondant à leurs attentes à la fois en termes d'accès aux soins que de pouvoir d'achat en réduisant de manière drastique leur reste à charge. Encore une fois, le Collège National d'Audioprothèse (CNA) ne peut que s'en féliciter.

Ainsi, ce sont plus de 800 000 aides auditives 100 % Santé qui ont été délivrées depuis le début de la réforme avec un nombre de patients équipés d'une aide auditive en augmentation de 77 % entre 2019 et 2021. Un franc succès qui s'inscrit plus globalement dans une optique d'adaptation des politiques publiques aux impératifs de demain, notamment démographiques. En témoigne le récent colloque qui s'est tenu au Conseil d'État fin avril et dont la thématique portait sur : « Le vieillissement, un défi social ». Avec un Français sur cinq âgé de plus de 65 ans, la question du vieillissement de la population devient un enjeu démographique et social majeur. Et il est urgent de trouver des moyens d'adapter la société aux personnes âgées et encore plus de prévenir la perte d'autonomie et répondre ainsi au défi de la dépendance de nos aînés.

Sujet désormais très largement documenté, la prise en charge précoce de la perte d'audition est un levier important afin d'éviter l'augmentation des risques de démence, de dépression et par extension, de dépendance. Aussi, la création d'une 5^e branche de la Sécurité sociale – une première depuis sa création en 1945 - dédiée à la dette sociale et à l'autonomie (Loi n° 2020-992 du 7 août 2020) – consacre de façon symbolique l'enjeu que représente le risque de perte d'autonomie. Nous détenons – toutes choses égales par ailleurs - une partie de la réponse à ce problème. Il nous faut ainsi impérativement persévérer dans une dynamique de qualité, de pluridisciplinarité, de prévention et d'amélioration de nos pratiques. L'adaptation au sens large doit plus que jamais s'inscrire dans l'ADN des audioprothésistes en exercice ou en devenir.

Avec ce nouveau mandat, le Président de la République souhaite engager une grande conférence sur l'accès aux soins en y associant professionnels de santé, collectivités locales et représentants des usagers. La finalité y est de bâtir des solutions locales afin de répondre aux objectifs majeurs que constituent la prévention, le renouvellement des efforts à destination de la médecine de ville et de l'hôpital et enfin, du recul des déserts médicaux.

Nous ne pouvons rester hors de cette dynamique. À notre échelle, de nombreux défis nous attendent. La continuité présidentielle devrait nous permettre enfin de réaliser la réingénierie de notre profession que nous attendons depuis 2011. Je tiens à rappeler ici toute l'implication du Collège National d'Audioprothèse dans ce travail de refonte de la formation à l'heure où je rédige cet éditorial. Le Collège œuvre à ce que cette réingénierie puisse répondre au mieux aux besoins des patients malentendants avec des professionnels les mieux formés possibles. Dans cette dynamique, la publication récente d'une fiche métier au Répertoire national des certifications professionnelles (RNCP) représente une première étape à l'intégration du parcours en audioprothèse au sein du référentiel européen (LMD). Aussi, le récent rapport réalisé par l'Inspection générale des affaires sociales (IGAS) et par l'Inspection générale de l'éducation, du sport et de la recherche (IGÉSR) devrait nous offrir de nombreuses opportunités d'améliorations dans un secteur qui connaît aujourd'hui de nombreuses mutations. C'est un dossier que nous prenons à bras le corps, notamment sur la question de la démographie professionnelle pour laquelle les lumières d'une étude de l'Observatoire national de la démographie des professions de santé l'ONDPS pourraient se révéler indispensables.

Enfin, il est à relever que dans le cadre de la Stratégie nationale de santé numérique, un référentiel de compétences et un module de formation adapté à l'audioprothèse ont été élaborés par un groupe de travail. Accélérer le virage numérique est de longue date une priorité pour le Président Emmanuel Macron. L'objectif de cette politique publique est de former aux problématiques de base de la santé numérique tous les professionnels de santé et du secteur médico-social. Le module concernant notre secteur est maintenant construit autour de cinq compétences de base : cybersécurité, données de santé, communication numérique, outils numériques et télésanté. Il correspond à 2 crédits du Système européen de transfert et d'accumulation de crédits (ECTS). Ce module va être introduit par arrêté dans les référentiels de formation de tous les métiers de santé, dont le nôtre. Le Collège National d'Audioprothèse salue cette belle avancée pour notre secteur et l'ensemble des acteurs du système de santé français.

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



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse

Matthieu Del RIO



Audioprothésistes vous êtes à l'écoute de nouvelles opportunités ?

Rejoignez Audition Santé !

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

Envie de nous rejoindre ?

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



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



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



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance

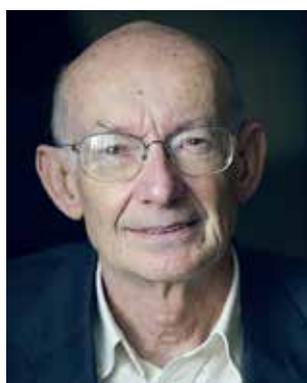


EDITORIAL

PAR

Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef



La partie du dossier de l'EPU 2021 publiée dans ce numéro est très focalisée, et au cœur de l'actualité devant les débats qu'ont engendré le 100% Santé : par exemple, la classe 1 comparée à la classe 2. Le public et la presse grand public se demandent régulièrement ce qui justifie le prix de ces audioprothèses et compte tenu de la justification si elle existe, laquelle choisir. C'est oublier le facteur déterminant, qui est l'adaptation et l'accompagnement des patients dans leur démarche d'expression de besoins puis d'acclimatation. Il n'en reste pas moins que les questions de savoir quantifier les performances des aides auditives, de comprendre ce qui les détermine ou les influence restent entièrement, surtout la 2^{ème} question, du ressort de l'audioprothésiste, ne serait-ce que pour pouvoir expliquer à sa patientèle les choix de types d'appareils et leur évolution.

De chaque communication, on retient quelques points clés. Xavier Delerce nous indique que les aides auditives de Classe I semblent avoir des résultats proches de ceux des aides auditives de Classe II, et en tous cas forts honorables, mais sans réserve de performance si le besoin se manifeste d'une adaptation spéciale. Et on peut le citer: le réglage n'est pas (uniquement) mathématique, mais humain également. David Colin insiste sur les conditions de test, types de bruit, la disposition des haut-parleurs, etc.

Mettre en valeur un algorithme complexe suppose de créer une situation où il puisse exprimer sa puissance... sans oublier les résultats de l'utilisation en conditions réelles et le retour à l'audioprothésiste: toujours le facteur humain. Enfin, Balbine Maillou et ses collègues de Nancy déclinent les possibilités de leur très belle plateforme

de mesure du rapport signal/bruit en sortie d'aides auditives pour comparer les deux classes d'audioprothèses, mais aussi notamment mesurer des 'speech transmission indexes' et évaluer les réducteurs de bruits disponibles dans certaines aides auditives, pour les utilisateurs en milieu bruyants.

Ce qui précède fait appel à des méthodes de mesure non triviales, conduites par des expérimentateurs chevronnés. Ceci fait évoquer bien sûr la nécessaire universitarisation du diplôme d'Etat, abordée dans le rapport récent de l'IGAS dont Arnaud Coez nous livre une analyse approfondie. Socle universitaire pour formations paramédicales, passerelles avec d'autres filières, acquisition de connaissances complémentaires sont autant de thématiques accueillies depuis longtemps par les colonnes des Cahiers de l'Audition... et qui permettront à ceux qui le souhaitent de participer plus activement à la construction de nouvelles méthodes de prise en charge des surdités, à la hauteur des progrès technologiques.

MESURES OBJECTIVES D'AIDES AUDITIVES.

COMPRENDRE ET INTERPRÉTER LES INDICES D'INTELLIGIBILITÉ ET DE QUALITÉ.



Auteur

Xavier DELERCE

Audioprothésiste D.E.

Membre du CNA

Membre et expert du SDA

En 2019, le magazine *Que Choisir* publiait un comparatif de performances d'aides auditives qui à l'époque, avait eu un retentissement important.

Bien que ces techniques de mesures soient aujourd'hui utilisées en routine par de nombreuses équipes de recherches en audiologie, le monde de l'audioprothèse en France découvrait qu'il était possible de comparer les aides auditives entre elles, sur le plan de la performance et de la qualité sonore. Qu'un intervenant externe à la profession se charge de ces analyses piquait la profession au vif, mais il faut bien reconnaître que nous n'avions aucune base de référence, ni pour vérifier la véracité de ces tests, ni pour juger de leur efficacité ou de la robustesse des protocoles mis en place.

A la décharge des audioprothésistes, l'analyse comparative de produits de santé dont les performances sont tellement « opérateur dépendant » (dépendantes des réglages effectués par le professionnel), ne pouvait que provoquer une levée de boucliers : que représentaient ces notes sur 20 ? Ces carrés (« médiocre ») ? Ces étoiles ? Quel était le protocole de test ? Était-il reproductible ? Quels étaient les tests réalisés ? Étaient-ils scientifiquement validés et reconnus ? Comment les appareils étaient-ils réglés ? etc.

Toutes ces questions étaient légitimes et on peut regretter une certaine recherche de sensationnalisme qui avait empêchée, à l'époque, une collaboration entre ce magazine et des équipes de recherche et formation universitaires et indépendantes (et françaises). Nous aurions tous eu à y gagner : les audioprothésistes par une meilleure connaissance des produits de santé qu'ils proposaient, les patients/consommateurs par une meilleure information et la communauté scientifique, par une plus grande indépendance vis-à-vis des discours et des écrits de fabricants d'aides auditives, forcément partiaux.

A toute chose malheur est bon, et cet article de 2019 fut l'occasion pour nombre de nos confrères de découvrir l'existence des indices objectifs et qualité et d'intelligibilité des aides auditives, sujet abordé en détail lors du dernier EPU de 2021.

Les reproches faits à *Que Choisir* à l'époque du premier comparatif, portaient essentiellement sur la démarche scientifique et l'aspect unilatéral des mesures (pas de concertation avec le CNA sur la pertinence des indices utilisés par exemple). Aucun protocole de test n'avait été rendu public, aucun indice n'était cité et surtout, chose pourtant

essentielle en matière scientifique, les mesures n'étaient pas reproductibles par d'autres équipes de recherche. Les résultats restaient locaux, donc.

Que Choisir réédite ces mesures en janvier 2022, mais a laissé « fuiter » son protocole de tests avant publication, certainement de manière intentionnelle. L'occasion pour nous de s'intéresser à ces mesures en particulier, mais également aux mesures objectives en général afin de bien appréhender cet aspect technique de l'audiologie prothétique.

Quelles sont les mesures objectives d'intelligibilité et de qualité ? Que représentent-elles ? Comment les lire et les interpréter ? Un indice est-il suffisant pour décrire une sensation de confort ou d'inconfort dans le bruit ?

Partons donc dans le monde magique de la prédiction à travers une petite revue scientifique !

QU'EST-CE QU'UN INDICE DE PRÉDICTION OBJECTIF ?

Un indice de prédiction objectif, comme son nom l'indique, a pour but de calculer, en s'affranchissant des performances individuelles d'un patient ou d'un sujet, la qualité sonore, l'intelligibilité ou la perception vocale (selon les indices), avec une aide auditive.

L'indice le plus connu dans le monde de l'audiologie est le SII (Speech Intelligibility Index) (Pavlovic, 1987). Toutes nos chaînes de mesures affichent le SII après une mesure *in vivo*, par calcul des informations de crêtes au-dessus du seuil du patient, et en fonction de l'importance de telle ou telle bande de 1/3 d'octave dans l'intelligibilité.

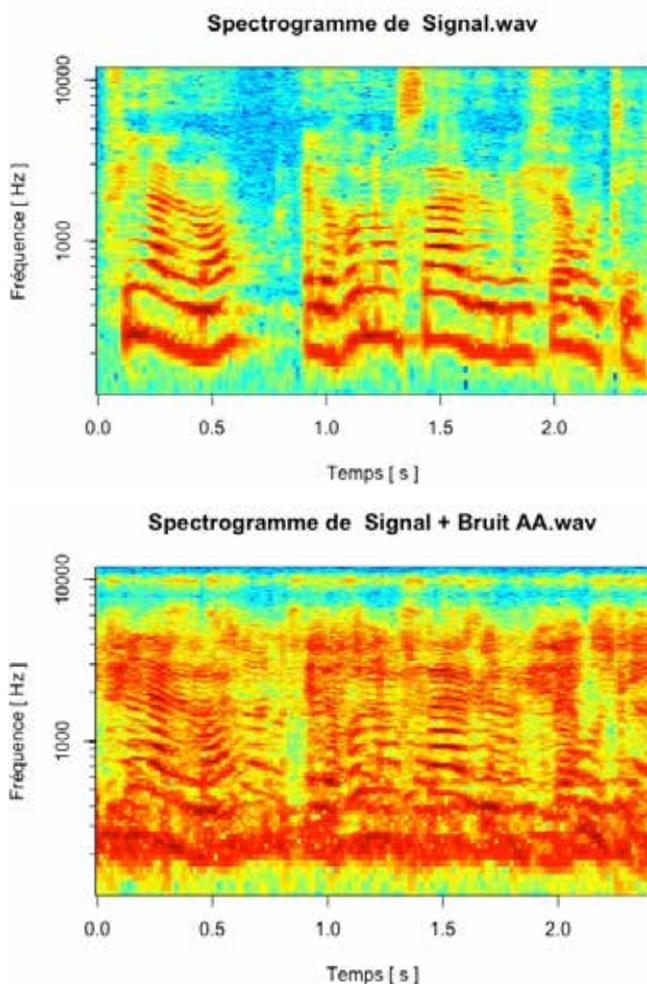
Une telle mesure objective est dite « non-intrusive », c'est-à-dire que le signal dont on mesure l'émergence (la parole en l'occurrence) est le seul émis et mesuré, aucun autre bruit concurrent n'étant émis pendant la mesure.

TESTS NON-INTRUSIFS ET TESTS INTRUSIFS

La mesure du SII telle qu'elle est effectuée en audioprothèse est forcément réductrice, puisque seules les conditions d'écoute sans bruit(s) peuvent être explorées.

Afin de tester l'émergence vocale ou la qualité dans le bruit, des indices objectifs dits « intrusifs » ont vu progressivement le jour ces dernières années.

Le principe d'un test intrusif consiste à rechercher un signal « propre » au milieu d'un mélange signal + bruit à la sortie et/ou à l'entrée de l'aide auditive. Cette recherche du signal cible (la parole le plus souvent) se fait en recherchant sa structure fine, son enveloppe ou les deux, dans le mélange signal + bruit :



L'analyse intrusive n'est pas nouvelle dans le domaine de l'analyse des transmissions, mais elle est utilisée de façon plus récente et de plus en plus massivement dans le domaine de l'audiologie prothétique (Hines, 2012).

La plus ou moins grande émergence de l'enveloppe ou de la structure fine du signal au milieu du bruit va déterminer, par calcul, l'émergence de la parole. Cette émergence est ensuite retranscrite sous la forme d'un indice d'intelligibilité ou de perception. De même, les altérations de l'enveloppe ou de la structure fine du signal cible par le bruit ou par l'aide auditive sont retranscrites sous la forme d'un indice de qualité du signal.

MODÈLES MATHÉMATIQUES DE L'AUDITION

Un modèle auditif est souvent associé à l'analyse de l'enveloppe et de la structure fine (J. Kates, 2013).

Ces modèles mathématiques simulent de façon plus ou moins complète l'oreille externe (HRTF/REUG), moyenne et interne (fonction compressive des CCI, amplificatrice des CCE, élargissement des bandes critiques, masquage, etc) et certaines fonctions psychoacoustiques. Certains modèles actuels sont d'une exhaustivité importante.

PRÉDICTION D'INTELLIGIBILITÉ, DE QUALITÉ OU DE MUSICALITÉ

Ces indices couvrent donc plusieurs critères : perception vocale ou intelligibilité, qualité du signal vocal transmis mais également la qualité de restitution de la musique pour certains, lorsque le signal cible est un signal musical.

Il existe à ce jour plusieurs dizaines d'indices objectifs. L'analyse de leur qualité de prédiction, c'est-à-dire la force de la corrélation entre leur prédiction et l'intelligibilité réelle de sujets testés fait ressortir du lot quelques indices seulement (van Kuyk et al., 2018).

QUELQUES INDICES DE QUALITÉ SONORE

La qualité sonore d'une aide auditive est sa capacité à préserver l'intégrité de l'enveloppe de la parole amplifiée par rapport à la parole d'origine, tout en dégradant au maximum celle du bruit. On se rend compte à l'énoncé du problème de sa complexité.

Les quelques indices suivants sont parmi les plus fréquemment utilisés (sauf pour le premier cité) et semblent faire consensus dans la littérature.

Indice de différences d'enveloppes (EDI)

La déformation de l'enveloppe temporelle du signal par la compression a été très tôt mesurée en audiologie prothétique (Fortune et al., 1994), et cette technique a été améliorée au fil des années (Hoover et al., 2012).

L'indice de déformation d'enveloppe temporelle (EDI : Envelope Difference Index), quel que soit son calcul, est un indice variant de 0 (aucune déformation d'enveloppe) à 1 (enveloppe totalement déformée). Il est possible de quantifier séparément la déformation du signal (que l'on espère minimale) et celle du bruit (que l'on espère maximale) (Figure 1).

Perception de la qualité vocale (PESQ)

L'indice PESQ (Perceptual Evaluation of Speech Quality) n'avait pas été élaboré à l'origine pour évaluer les aides auditives, mais afin d'évaluer la qualité vocale lors des transmissions (téléphonie, audio-visuel, transmission, etc.). Cet indice robuste apparaît cependant fréquemment dans l'analyse des algorithmes des aides auditives (Goetze et al., 2014).

L'indice PESQ varie de -0,5 (mauvaise qualité de la parole) à 4,5 (transmission excellente) (Figure 2).

L'indice de qualité de la parole pour les aides auditives

L'indice HASQI (Hearing Aids Speech Quality Index), dans sa version 2 de 2014 est considéré à ce jour comme un des indices de qualité les plus aboutis (J. M. Kates & Lundberg, 2021). Cet indice de qualité varie de 0 (signal d'origine totalement déformé) à 1 (totalement conforme à l'original) (Figure 3).

Compression – Indice de difference d'enveloppe (EDI)

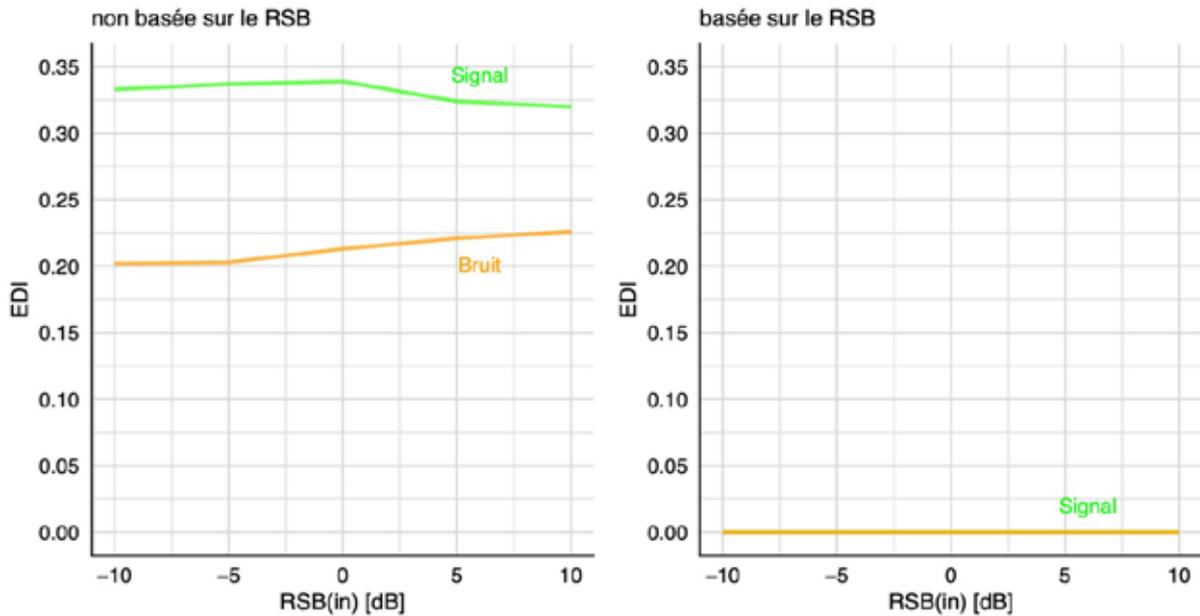


Figure 1

PESQ NFIMfrench + Babble KS100 (Cl. II)

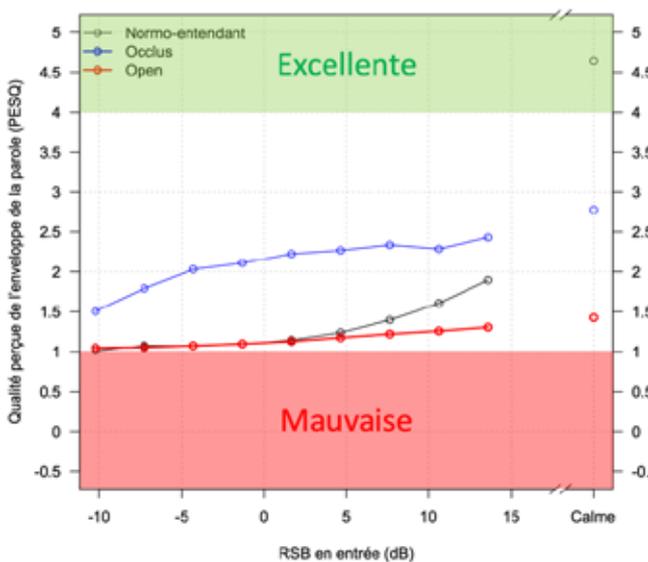


Figure 2

HASQI v2 NFIMfrench + Babble KS100 (Cl. II premium)

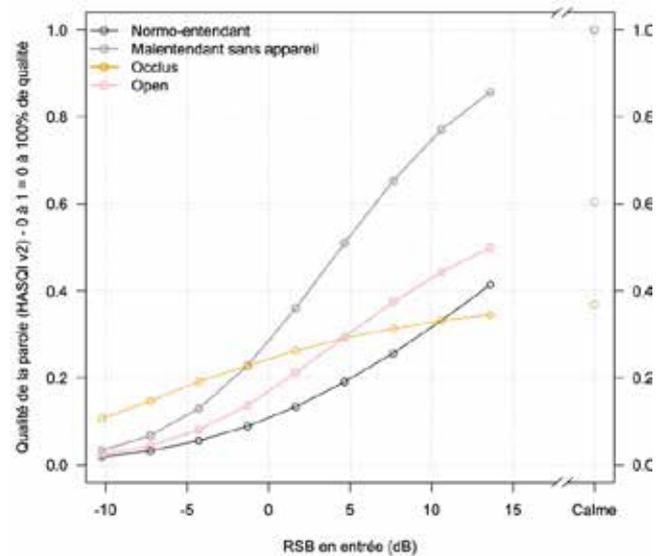


Figure 3

On notera la très forte influence de la baisse d'audition dans les résultats de qualité. La surdité protège du bruit (elle protège également de l'intelligibilité !), et en cela, évite au malentendant non-appareillé certaines distorsions liées à l'interférence du bruit sur le signal.

L'HASQI v2 est un indice de qualité qui est rarement bon dans le bruit. Dans le silence, tout comme l'EDI, l'HASQI v2 montre assez nettement l'effet de la compression sur la qualité du signal amplifié.

Les différents indices de qualité tentent de concilier un aspect forcément subjectif (la qualité) et un calcul mathématique objectif. Si on peut leur reprocher, ils ont le mérite de mettre en évidence les effets du traitement du signal et des divers algorithmes des aides auditives, notamment le plus basique d'entre eux : la compression.

Quelques aides auditives récentes (de Classe II), utilisent des algorithmes particuliers permettant la séparation des traitements du signal et du bruit afin de permettre une préservation maximale de l'enveloppe du signal (May et al., 2018). Ces traitements du signal peuvent donc être mis en évidence objectivement (Figure 4).

QUELQUES INDICES DE PERCEPTION VOCALE

Ces indices sont aujourd'hui les plus répandus dans la littérature scientifique et dans la communication des fabricants. Ce sont souvent les seuls à permettre une multitude de tests dans des conditions acoustiques très variées, relativement rapidement, et en s'affranchissant de la difficulté inhérente aux tests subjectifs.

Effet de la compression sur l'enveloppe du signal @ RSB +10dB

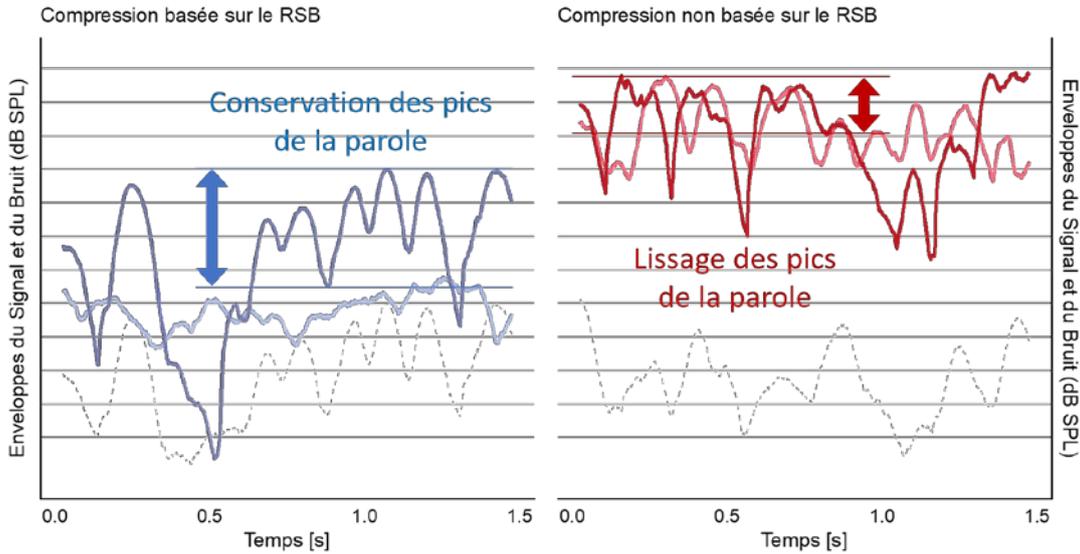


Figure 4

Ils reposent souvent sur des modèles auditifs très élaborés, et pour les plus récents d’entre eux, sur des réseaux de neurones (Pedersen et al., 2020), (J. M. Kates & Arehart, 2021) permettant de prédire la perception du signal dans le bruit.

Plus encore que les indices de qualité, les indices d’intelligibilité (ou de perception de la parole, plus prudemment) sont très nombreux. On se focalisera sur les plus « performants » d’entre eux, c’est à dire ceux dont les scores de corrélation sont les meilleurs entre la prédiction (objective) et la réalité (subjective) (van Kuyk et al., 2018). La corrélation entre la prédiction de certains indices et l’intelligibilité mesurée est aujourd’hui supérieure à 90%.

Intelligibilité objective à court terme

Deux indices (STOI : Short Term Objective Intelligibility, puis ESTOI : Extended Short Term Objective Intelligibility) ont pour but de prédire l’intelligibilité « à court terme », c’est à dire par émergence rapide des crêtes du signal dans le bruit (STOI) puis plus récemment (Jensen & Taal, 2016) dans des bruits fluctuants (ESTOI) (Figure 5). STOI et ESTOI varient de 0 (intelligibilité nulle) à 1 (intelligibilité parfaite). L’indice ESTOI est à ce jour le plus adapté à la simulation d’ambiances sonores réalistes, car fluctuantes.

L’intelligibilité en bits

La conversion de l’intelligibilité en bits/seconde (SIIB : Speech Intelligibility In Bits) est à ce jour un des indices les plus novateurs et les plus robustes dans la prédiction de perception vocale (van Kuyk et al., 2017). Basé sur la théorie de l’information, le SIIB apprécie la perception de la parole par son débit (en bits/seconde). Un débit de 150bits/sec est considéré idéal pour une perception de 100% du message (Figure 6).

L’indice de perception de la parole avec aide auditive

L’indice HASPI (Hearing Aid Speech Perception Index), dans sa version 2 la plus récente (J. M. Kates & Arehart, 2021), est un des indices les plus utilisés à l’heure actuelle pour l’évaluation objective des aides auditives. Son modèle mathématique auditif est considéré aujourd’hui comme l’un des plus évolués, et sa révision de 2021 adopte un réseau de neurones permettant une prédiction accrue de la perception de la parole dans le bruit.

Il permet, comme les indices cités plus haut, la mesure d’aides auditives dans des environnements réalistes et très variés, mais également l’effet de couplages acoustiques variés tout en maintenant actifs les algorithmes (l’anti-larsen notamment) (Figure 7).

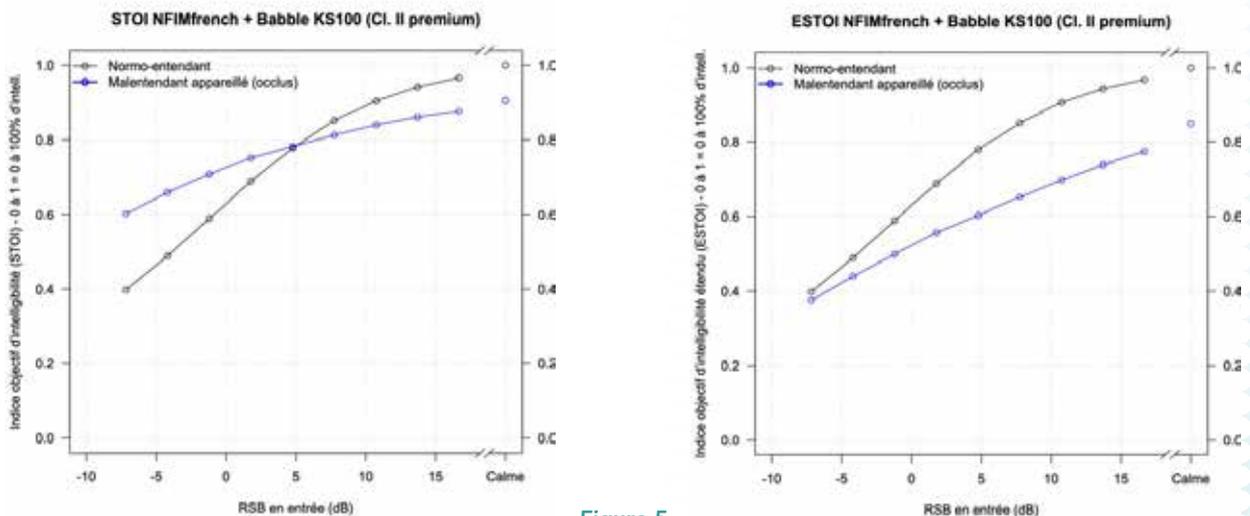


Figure 5

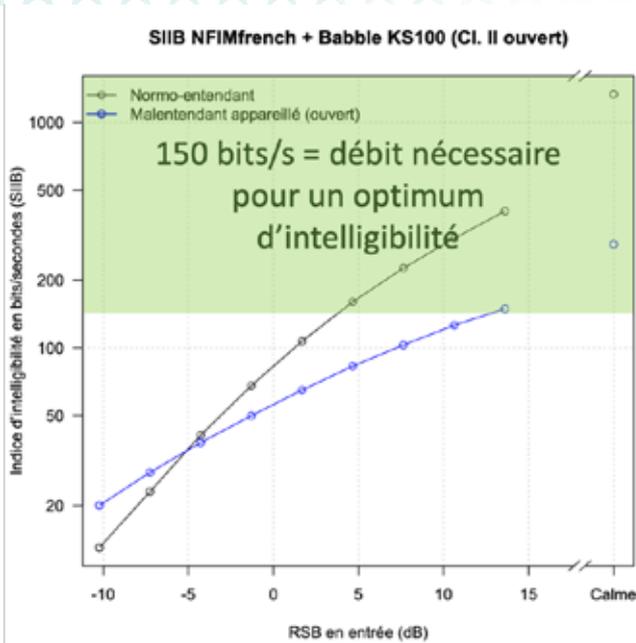


Figure 6

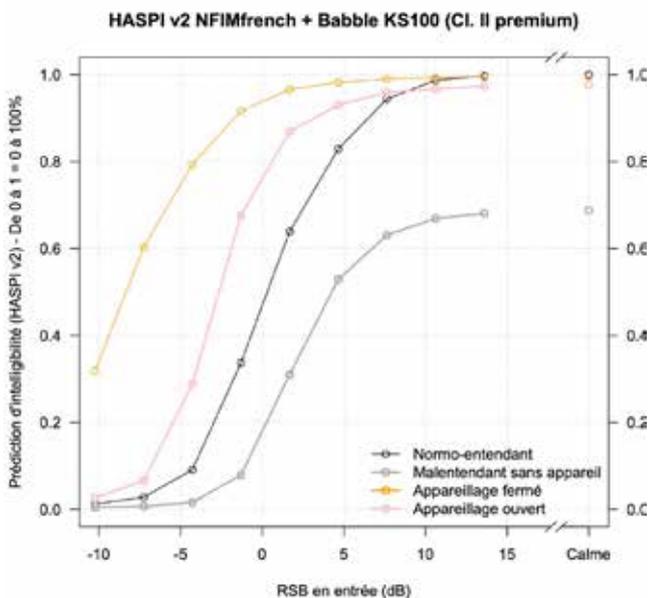


Figure 7

QUELS INDICES ONT ÉTÉ UTILISÉS PAR QUE CHOISIR ?

En 2019 et en 2021, les indices de qualité HASPI (version 1 de 2014) et d'intelligibilité HASQI ont été utilisés dans les catégories « Perception de la parole » et « Qualité de la parole ».

Comme il y a deux ans, la « qualité » est « médiocre » dans le bruit, ce qui est, on l'a vu, inhérent à l'indice HASQI lui-même : la moindre présence de bruit altère l'enveloppe du signal. Il est en effet plus intéressant de comparer les aides auditives dans le silence lorsque l'on s'intéresse à la qualité sonore, la compression, très différente d'un modèle (Classe I/Classe II) et d'un fabricant à l'autre ayant des répercussions très différentes dans la préservation de l'intégrité du signal d'origine.

L'intelligibilité est testée avec une version ancienne de l'HASPI. La version 2 donne des prédictions légèrement plus durcies.

Ce qui est intéressant dans les mesures effectuées en 2021 (publiées en 2022) est la présence d'un mode de mesures «

chambre anéchoïque » permettant (enfin !) la comparaison des mesures de QC avec des mesures effectuées par d'autres équipes de recherche, puisque le protocole est alors reproductible.

CLASSE I, CLASSE II, PAS DE DIFFÉRENCES ?

Comme en 2019, mais avec des contrastes moins marqués, les aides auditives de Classe I semblent avoir des résultats proches de ceux des aides auditives de Classe II, et en tous cas forts honorables.

Cet avis est partagé par les audioprothésistes, certainement par les patients (environ 40% des appareillages en 2021), et les mesures indépendantes confirment cet état de fait : les aides auditives de Classe I fonctionnent bien. Ces appareils de Classe I étaient les « Classes II d'il y a 5 ans et plus », et il me semble bien qu'à l'époque, nous en étions satisfaits dans l'ensemble.

Cependant, et c'est sur ce point que ces mesures objectives ne reflètent pas la capacité des aides auditives de Classe II : toutes les aides auditives sont adaptées en bande passante à une surdité donnée (laquelle ? reflète-t-elle toutes les surdités ?), avec un réglage « de base », c'est-à-dire sans utiliser les capacités étendues des aides auditives.

Chaque audioprothésiste sait, et chaque patient devrait savoir, qu'une aide auditive de Classe I est à son maximum de capacités algorithmiques (traitement du signal) lors de l'adaptation. Il n'est souvent pas possible sur ces appareils de renforcer la détection de la parole, la réduction du bruit ou les modes de directivité.

C'est là que réside l'énorme avantage des aides auditives de Classe II. Leur mode de fonctionnement « automatique » ou de base n'est pas fondamentalement très différent sur le plan de la performance avec les aides auditives de Classe I, mais la plupart des aides auditives de Classe II donnent accès à des modes de réglages beaucoup plus avancés.

Voici quelques exemples, chez divers fabricants de fonctions uniquement accessibles en Classe II et leurs effets (liste non-exhaustive) :

- le mode de directivité, associé au couplage pour un Paradise P90R (Figure 8).

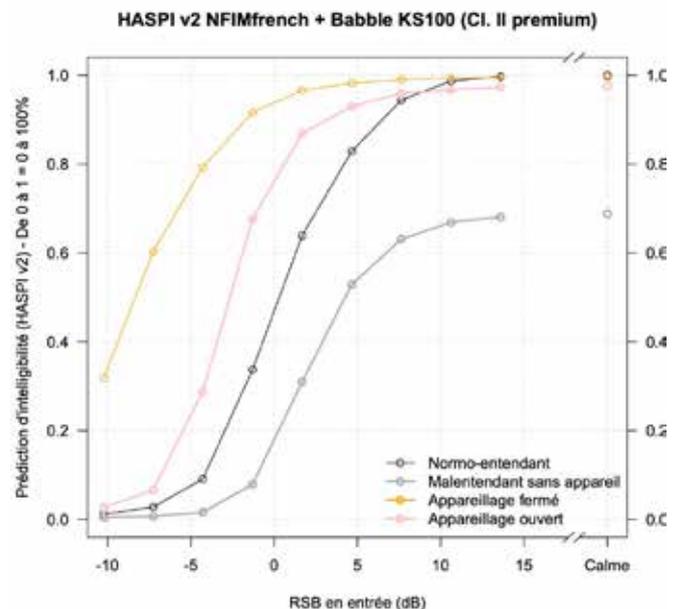


Figure 8

NOUVEAUX FRANCHISÉS

 Nancy (54)



Judith Braham

 Metz (57)



Nissim Gabai

 Les Lilas (93)



Noy Ouaknine

 Noisy-le-Grand (93)



Ilana Fogel

ÉVÈNEMENTS



Idéal Audition, c'est aujourd'hui un réseau de 68 centres dédiés à l'audition en France pour offrir une grande proximité à tous nos patients !



Le 14, 15 & 16 mai 2022 a eu lieu **le Salon des Séniors 2022** à Montpellier !

Pour cet événement, les équipes Idéal Audition étaient présentes pour proposer des bilans auditifs gratuits, renseigner, informer toutes celles et ceux qui le souhaitent mais également pour présenter notre enseigne et notre concept.



Le 19 mai dernier a eu lieu notre nouvelle **présentation franchisé !**

Cette journée fut l'occasion d'échanger et brainstormer sur le futur de notre marque et de nos plans d'actions. Ces

réunions Bi-annuelles sont primordiales pour continuer d'avancer dans un sens commun avec toutes nos équipes ! Idéal Audition est un concept basé sur l'humain où chaque avis compte !

ANNIVERSAIRES

2022, célèbre les 10 ans d'Idéal Audition !

10 ans de développement et l'ADN Idéal Audition qui continue de s'exporter partout en France et en Europe !



L'aventure IA vous tente ?

VOTRE CONTACT

Laurent Lussato

Co-fondateur & Responsable du Développement

 06 23 22 67 54



Couverture

TÉLÉCHARGER NOTRE GUIDE DE LA FRANCHISE



www.ideal-audition.fr



Page Communication



Page franchisé

Il ne s'agit plus du même appareil si on le teste en « mode auto » et couplage ouvert, ou en directivité renforcée et couplage fermé. L'équivalent en Classe I (B30) n'a pas ces possibilités, ni la même amélioration du RSB (Figure 9).

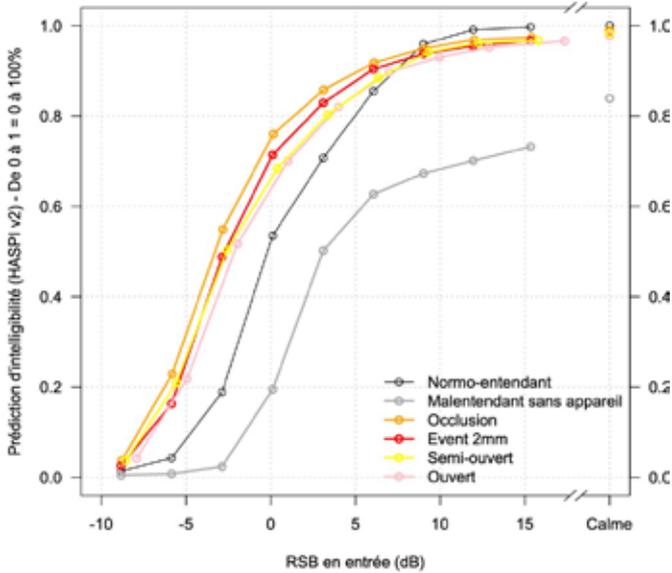


Figure 9

- le renforcement de la parole dans le bruit avec un Signia 7ax (Figure 10).

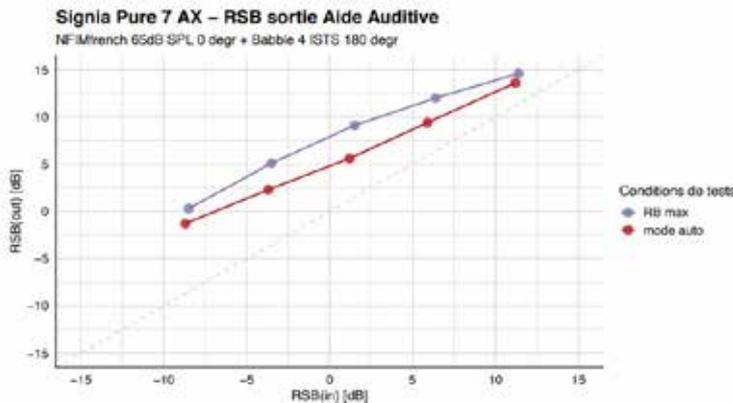


Figure 10

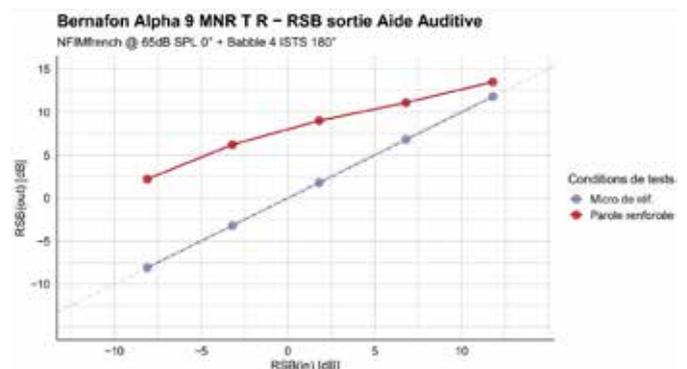
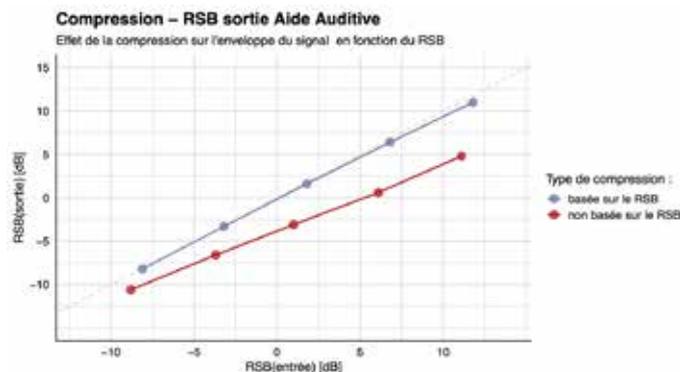


Figure 11

La performance dans le bruit est améliorée de 2 à 3dB en activant conjointement la réduction du bruit et le traitement privilégié de la parole, à des niveaux élevés. L'équivalent Classe I chez Signia (3nx) ne permet pas cette amélioration du RSB en sortie d'appareil par les réglages.

- la compression basée sur le rapport signal/bruit permet au Bernafon Alpha 9 (ou au Oticon More) de ne pas dégrader la parole aux rapports signal/bruit positifs (absence de « Target Loss »), et donc d'obtenir une amélioration du rapport signal/bruit de quasiment 10dB lorsque les systèmes de renforcement de la parole sont poussés au maximum (Figure 11).

Les appareils de Classe I chez ces fabricants (Zerena3/Siya) ne possèdent pas ces fonctions, ni de compression basée sur le RSB, ni de réglage du « Target Loss » (renforcement ou stabilité de la parole au fur et à mesure que le RSB se dégrade).

- le renforcement des pics de la parole permet au Widex Moment 440 une amélioration du rapport signal/bruit par augmentation du contraste avec le bruit de fond (Figure 12).

Cette fonction (« Speech Enhancer » ou SE) n'a pas d'équivalent sur le Classe I de la marque (Enjoy).

CONCLUSION

1. Comme dans beaucoup de domaines, il ne faut pas oublier l'apport de l'être humain (le réglage est dit « opérateur dépendant »). L'efficacité d'un système, à diplôme égal, va varier d'un audioprothésiste à l'autre en fonction des stratégies de réglages utilisées. Ce point influencera la performance finale dans une plus ou moins grande mesure.

Une aide auditive n'est donc pas un circuit inerte aux caractéristiques fixes, et son réglage n'est pas (uniquement) mathématique, mais humain également.

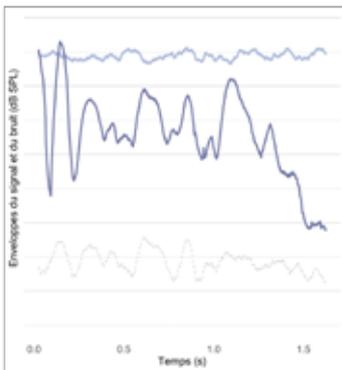
2. La baisse d'audition sur laquelle est adaptée une aide auditive donnera des résultats très différents non seulement pour le patient, mais également lors des mesures objectives. Par exemple, cette aide auditive adaptée en « mode auto » sur trois audiométries différentes donne trois HASQI (indices de qualité) très différents :

Comment juger alors d'un indice de qualité unique ? Et comparer des aides auditives entre elles ?

3. L'opérateur a son importance, l'audiogramme de référence choisi également. Que dire alors du couplage (embout ou dôme auriculaire) utilisé pour l'adaptation ?

Les mesures de cet article montrent l'importance de l'évent. Un couplage acoustique optimisé peut totalement transformer les performances d'une aide auditive, encore faut-il qu'elle en ait les capacités intrinsèques.

Sans détection de la parole



Avec détection de la parole

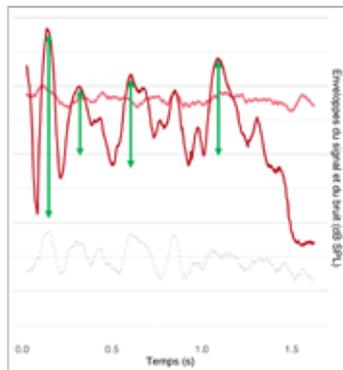


Figure 12

4. Que dire enfin des systèmes apportant un réel confort aux malentendants aux quotidien mais totalement inquantifiables par des mesures de qualité ou d'intelligibilité objectives (mais mesurables et réglables in vivo par les audioprothésistes) : les réducteurs de bruits impulsionnels, l'écoute musicale, la réduction du bruit du vent, efficacité des anti-larsen, etc. ?

Ces multiples réglages ne sont souvent disponibles ou efficaces qu'en Classe II.

Une aide auditive de Classe I est donc à peu près équivalente à une aide auditive de Classe II. Patients et audioprothésistes ont adhéré massivement au 100% Santé en 2021, levant certains freins à l'appareillage. Il ne faut pas perdre de vue qu'une aide auditive de Classe I est au maximum de ses capacités dans le bruit, sans possibilités par l'audioprothésiste, le plus souvent, d'ajuster ces paramètres si le besoin s'en faisait ressentir.

L'idée fausse qu'une aide auditive de Classe II fonctionne de manière équivalente à une aide auditive de Classe I vient du fait, le plus souvent, que les fabricants ajustent de façon minimale ou moyenne les réducteurs de bruit, systèmes de renforcement de la parole ou la directivité, très certainement afin d'éviter un traitement du signal qui pourrait être jugé artificiel par les porteurs.

Sur ce point, nous pouvons constater une amélioration réellement importante ces dernières années, chez tous les fabricants.

Le choix d'une aide auditive est une concertation, un compromis le plus souvent entre les possibilités du patient et de l'audioprothésiste. Il ne s'agit ni de jouer sur « la peur de perdre », ni de laisser penser que l'audiologie prothétique n'a pas évoluée ces 5 dernières années.

Un indice, tel qu'il est montré ici ou utilisé par Que Choisir ou n'importe quelle équipe de recherche, est forcément réducteur. Pour chaque modèle testé ici, es analyses croisées ont été réalisées : la mesure du comportement à chaque rapport signal/bruit, tout en faisant varier le traitement du signal, et pour des couplages auriculaires différents ; plusieurs heures d'acquisition et d'analyse à chaque fois. Est-ce suffisant pour justifier un choix ? Certainement pas, et je m'en garderais bien à titre personnel.

« UNE AIDE AUDITIVE N'EST DONC PAS UN CIRCUIT INERTE AUX CARACTÉRISTIQUES FIXES, et son réglage n'est pas (uniquement) mathématique, mais humain également. »

A nous, audioprothésistes, d'argumenter en toute connaissance de cause (et humilité) les impacts du choix de telle ou telle technologie.

A vous, fabricants, de fournir aux audioprothésistes des données standardisées (encadrées par l'ANSI ?), précises et détaillant le fonctionnement et les technologies actives des aides auditives actuelles.

A vous, malentendants, de demander aux professionnels de santé des preuves objectives (mesures, tests) montrant l'apport d'une technologie par rapport à une autre, et qui réponde à vos besoins.

BIBLIOGRAPHIE

- Fortune, T. W., Woodruff, B. D., & Preves, D. A. (1994). A New Technique for Quantifying Temporal Envelope Contrasts. *Ear and Hearing*, 15(1), 93-99. <https://doi.org/10.1097/00003446-199402000-00011>
- Goetze, S., Warzybok, A., Kodrasi, I., Jungmann, J. O., Cauchi, B., RENNIES, J., Habets, E. A. P., Mertins, A., Gerkmann, T., Doclo, S., & Kollmeier, B. (2014). A study on speech quality and speech intelligibility measures for quality assessment of single-channel dereverberation algorithms. 2014 14th International Workshop on Acoustic Signal Enhancement (IWAENC), 4, 233-237. <https://doi.org/10.1109/IWAENC.2014.6954293>
- Hines, A. (2012). *Predicting Speech Intelligibility* (Issue January). Trinity College Dublin.
- Hoover, E. C., Souza, P. E., & Gallun, F. J. (2012). The Consonant-Weighted Envelope Difference Index (cEDI): A Proposed Technique for Quantifying Envelope Distortion. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 55(6), 1802. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2012/11-0255\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2012/11-0255))
- Jensen, J., & Taal, C. H. (2016). An Algorithm for Predicting the Intelligibility of Speech Masked by Modulated Noise Maskers. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 24(11), 2009-2022. <https://doi.org/10.1109/TASLP.2016.2585878>
- Kates, J. (2013). An auditory model for intelligibility and quality predictions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 133(5), 3560-3560. <https://doi.org/10.1121/1.4806484>
- Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2021). The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI) Version 2. *Speech Communication*, 131(May 2020), 35-46. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2020.05.001>
- Kates, J. M., & Lundberg, E. (2021). *Applying Intelligibility and Quality Metrics and Hearing Aids*. September, 1-39.
- May, T., Kowalewski, B., & Dau, T. (2018). Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing*, 22, 233121651879090. <https://doi.org/10.1177/2331216518790903>
- Pavlovic, C. V. (1987). Derivation of primary parameters and procedures for use in speech intelligibility predictions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 82(2), 413. <https://doi.org/10.1121/1.395442>
- Pedersen, M. B., Kolbæk, M., Andersen, A. H., Jensen, S. H., & Jensen, J. (2020). End-to-End Speech Intelligibility Prediction Using Time-Domain Fully Convolutional Neural Networks. *Interspeech 2020, 2020-Octob*, 1151-1155. <https://doi.org/10.21437/Interspeech.2020-1740>
- van Kuyk, S., Kleijn, W. B., & Hendriks, R. C. (2017). An instrumental intelligibility metric based on information theory. *IEEE Signal Processing Letters*, 25(1), 115-119. <https://doi.org/10.1109/LSP.2017.2774250>
- van Kuyk, S., 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. <https://doi.org/10.1109/TASLP.2018.2856374>

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

BICORE, À L'ÉPREUVE DU TEMPS

Disponible en 80 | 60 | 40

Faites confiance à notre dernière
génération d'aides auditives
la plus **fiable** et la plus **robuste** à ce jour.



Résistance
aux chutes



Résistance
aux UV



Résistance à
une exposition
élevée à la
chaleur et à
l'humidité



Résistance
à la sueur



Robustesse
aux vibrations



Résistance
aux produits
de soin et de
beauté

Retrouvez-nous sur   

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

REXTON

QUELLES SONT LES PERFORMANCES DES AIDES AUDITIVES SUIVANT LES CONDITIONS DE TEST ?



Auteur

David COLIN

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

Les difficultés d'intelligibilité dans le bruit sont au cœur de notre métier d'audioprothésiste. Du côté des fabricants d'aides auditives, les chercheurs et ingénieurs font de leur mieux avec les nouvelles technologies pour « faire ressortir » la parole et diminuer le bruit. Et enfin, les services marketing font également de leur mieux pour que chaque nouvel appareil soit une nouvelle « révolution ». Il est donc important d'essayer de mesurer les performances des appareils auditifs pour mieux répondre aux besoins de nos patients. En tant qu'audioprothésiste, nous sommes parfois circonspects devant certains résultats. Il arrive parfois qu'un patient obtienne de meilleurs résultats à l'audiométrie vocale dans le bruit avec des appareils de classe I plutôt que des appareils de classe II. Il arrive que des patients ne ressentent pas l'efficacité d'un algorithme pourtant sensé diminué le bruit. De plus, lors d'audiométries vocales dans le bruit, la suppléance mentale ou la concentration du patient rendent parfois les tests peu concluants et ne nous permettent pas de trancher sur l'efficacité de tel ou tel débruiteur. Est-ce que cela vient des conditions de test ? Est-ce que le matériel vocal utilisé pour les tests est bien adapté ? L'algorithme de l'aide auditive est-il vraiment efficace ?

INTRODUCTION

En 2015, Xavier Delerce écrivait sur son blog « le saint graal de l'audioprothèse : mesurer le RSB en sortie d'aide auditive » et décrivait la méthode établie par Hagerman et Olofsson en 2004 pour mesurer de façon objective l'amélioration du RSB en sortie d'aide auditive. C'est grâce aux travaux de Xavier que j'ai découvert cette méthode par opposition de phase qui permettait de reconstituer le signal et le bruit après le traitement réalisé par l'aide auditive.

Lorsque nous avons commencé à réaliser ce genre de mesure, il y avait les premières questions auxquelles nous souhaitions répondre. Les débruiteurs permettent-ils de diminuer le bruit en présence de parole ? Quelle amélioration du RSB peut-on espérer ? Quelle part de cette amélioration est due à la directivité, quelle part est due aux débruiteurs ? Puis au fur et à mesure des analyses, d'autres questions surgissent. Aurions-nous obtenu les mêmes résultats si nous avions réalisé ces mesures avec un autre type de bruit ? Avec une autre



Figure 1 : Configuration à 5HP. Le Kemar est équipé d'un embout obturant moulé en silicone.

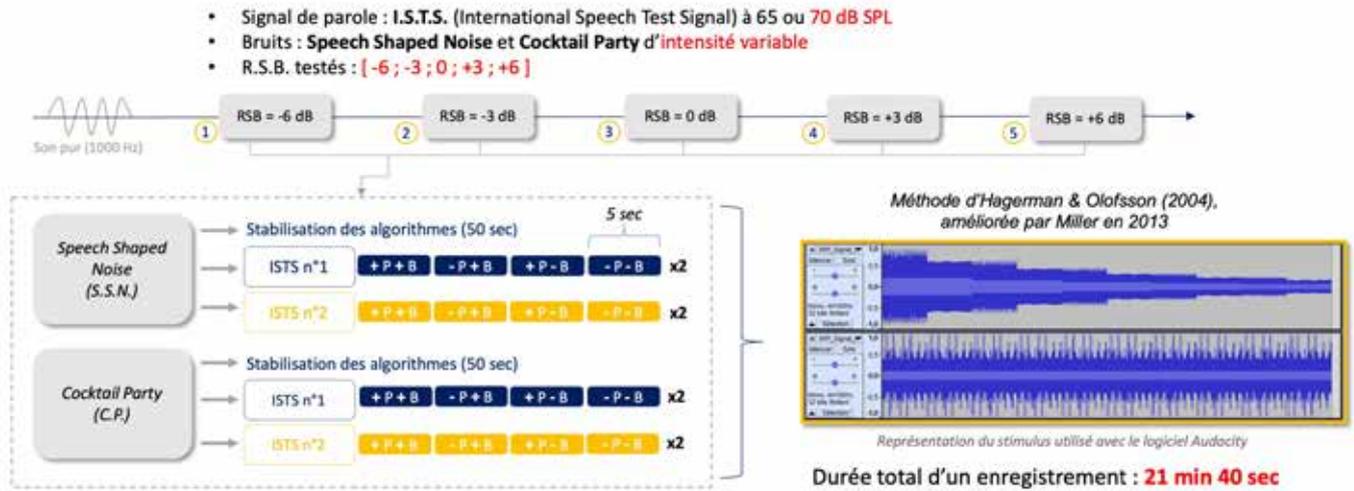


Figure 2 : Composition des signaux utilisés dans nos mesures (source : mémoire de Clémence Orly 2021).

configuration de haut-parleurs ? Combien de haut-parleurs ? Avec un réglage différent ? Plus ou moins de compression ? Tel appareil est-il meilleur que tel autre ? Les conditions de tests et les heures de mesures se multiplient...

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Nous avons réalisé des mesures du RSB à l'aide de la méthode décrite par Hagerman et Olofsson (2004). Cette méthode consiste à envoyer un signal de parole et un signal de bruit puis le même signal de parole avec le bruit en opposition de phase. Ainsi en sommant les deux signaux, on retrouve le signal de parole dont l'amplitude est multipliée par 2. Et en soustrayant les deux signaux, on retrouve le signal de bruit (avec une amplitude multipliée par 2 également). En 2013, Miller et al., proposent de rajouter deux autres signaux qui correspondent aux deux premiers mais en opposant la phase. Ce qui rend la méthode plus robuste (voir figure 2). Nous avons utilisé cette méthode pour reconstituer le signal de parole et le signal de bruit indépendamment en sortie d'appareils.

Nous avons effectué ces mesures avec différents types de bruits (Cocktail Party, Speechnoise...) et pour des RSB allant de -6dB à +6dB ou -10dB à +10 dB suivant les cas. Entre chaque changement de RSB, nous laissons un temps de 50 secondes avec ce RSB pour que tous les algorithmes s'enclenchent. En règle générale les appareils auditifs s'adaptent en quelques secondes mais certains algorithmes ont un temps d'analyse qui peut être plus long, de l'ordre de 10 à 20 secondes.

Concernant les réglages des aides auditives, nous avons laissé le réglage préconisé par le fabricant, excepté lorsque cela est spécifié. Nous aurions pu régler tous les appareils de façon identique mais notre but n'était pas de comparer les appareils entre eux mais plutôt de mesurer leurs capacités à améliorer le RSB avec leur réglage par défaut.

Nous avons effectué ces tests dans différentes conditions. Vous trouverez un résumé des principaux résultats ci-dessous.

INFLUENCE DU NOMBRE DE HAUT-PARLEURS

Nous avons effectué des tests avec plusieurs configurations de haut-parleurs. Les résultats paraissent assez évidents à comprendre. Lorsque la parole et le bruit sont issus du même haut-parleur, l'efficacité de la directivité des microphones est caduque. Seuls les débruiteurs peuvent améliorer le RSB.

En présence d'un signal de parole, les débruiteurs peuvent atténuer le bruit jusqu'à 5 dB pour un bruit stationnaire.

Les résultats sont bien meilleurs lorsque la parole sort du haut-parleur avant et le bruit du haut-parleur arrière. Dans ce cas la directivité joue pleinement son rôle. Cette configuration est donc la plus favorable aux appareils auditifs pour diminuer le bruit et faire ressortir la parole.

Lorsque le signal de parole arrive de face et qu'il y a 4 haut-parleurs de bruit, les résultats sont meilleurs qu'avec un seul haut-parleur mais moins bons que lorsque le bruit ne vient que du haut-parleur arrière. C'est également facilement explicable par la directivité des microphones.

Si ces résultats sont assez attendus, ils sont à relier à ceux que l'on obtiendrait lors de la réalisation d'audiométries vocales dans le bruit pour différentes configurations de haut-parleurs. Lorsque le bruit vient de face, les systèmes directionnels ne peuvent jouer leur rôle et l'amélioration du RSB est moins importante.

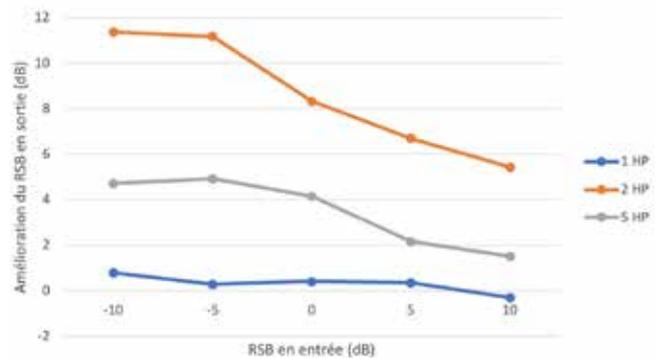


Figure 3 : Exemple d'amélioration du RSB en sortie d'appareil suivant le nombre de haut-parleurs utilisés. La configuration avec 2HP, un devant et un derrière met en valeur les algorithmes de directionnalité.

INFLUENCE DU TYPE DE BRUIT

Tous les bruits que nous avons utilisés ont un spectre semblable au signal de parole. Nous avons remarqué dans nos mesures qu'en général, plus le bruit était stationnaire, plus les appareils parvenaient à le diminuer. A l'inverse, les bruits fluctuants étaient

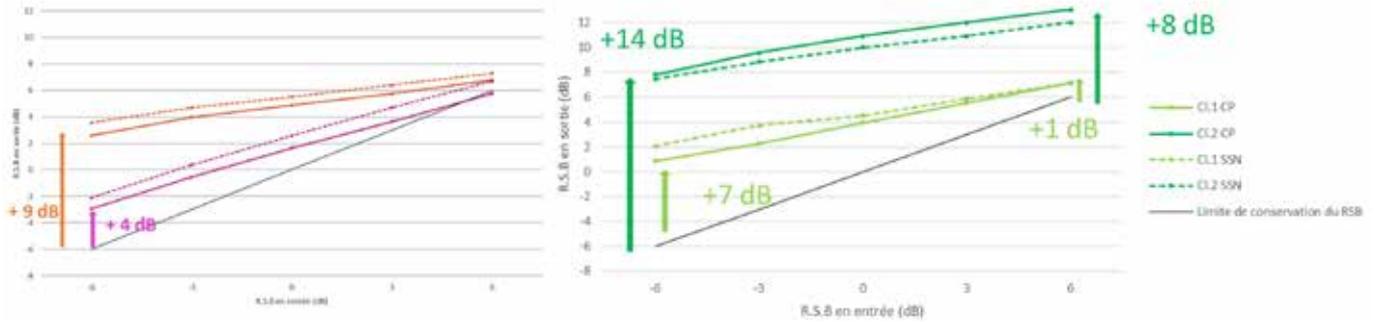
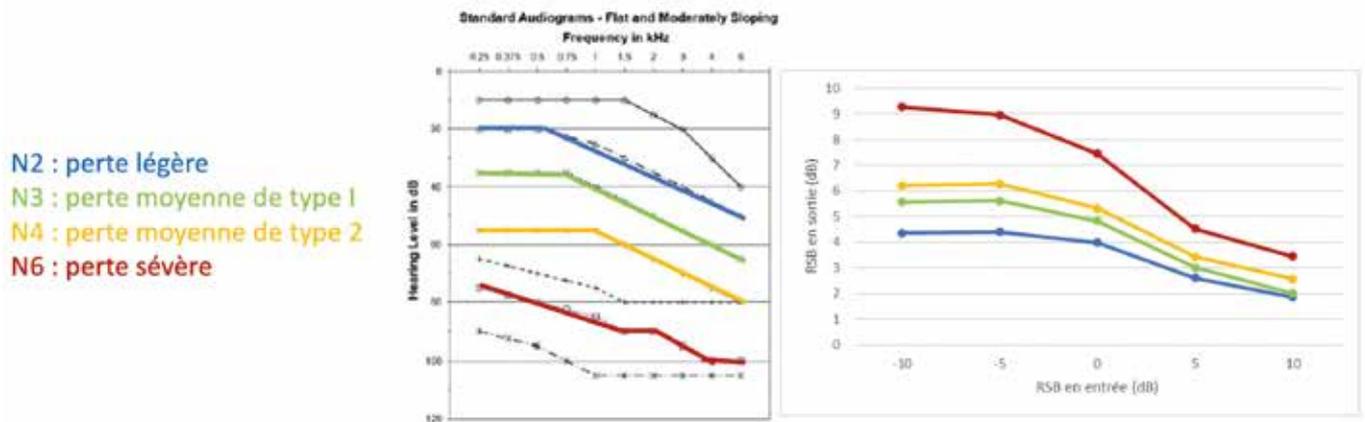


Figure 4 : Les résultats sont en général meilleurs avec des appareils de classe II que des appareils de classe I et avec un bruit de type speechnoise (exemple du fabricant de gauche). Pour certains fabricants (exemple de droite), l'appareil de classe II s'en sort mieux avec un bruit de type cocktail party (traits pleins) qu'avec un speechnoise (en pointillés).



- N2 : perte légère
- N3 : perte moyenne de type 1
- N4 : perte moyenne de type 2
- N6 : perte sévère

Figure 5 : Amélioration du RSB en sortie d'appareils pour 4 types de perte auditive. Le signal de parole est de face et un bruit de type cocktail party est diffusé sur 4 HP. Plus la perte est importante, plus il y a de gain et plus on constate une amélioration du RSB en sortie d'appareil (figure de droite).

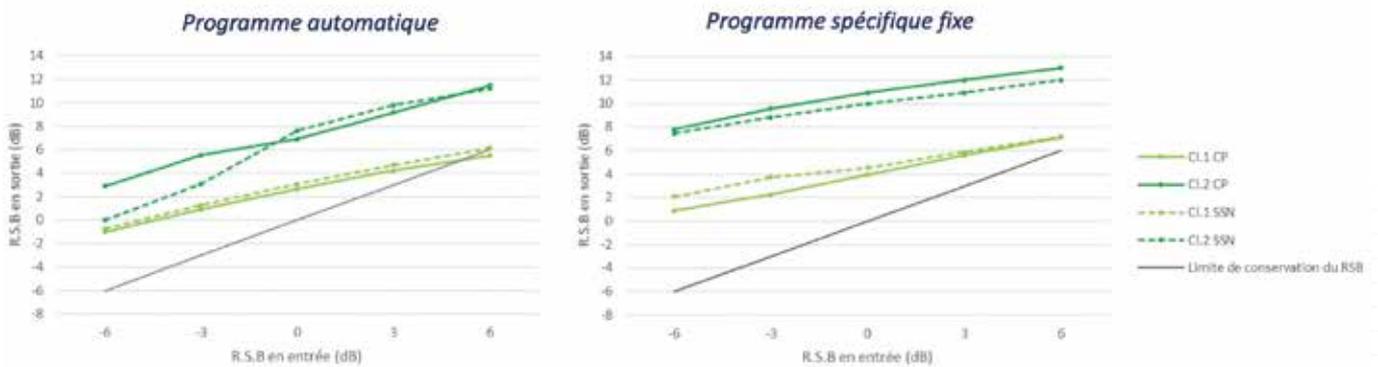


Figure 6 : Comparaison du RSB en sortie d'appareils pour un programme automatique (à gauche) et un programme manuel fixe de type « restaurant ». Le programme manuel de type « restaurant » avec la directivité et les réducteurs de bruit au maximum améliorent de 5 dB les performances de l'appareil de classe II et d'environ 1 dB celle de l'appareil classe I.

moins bien éliminés. Cependant ces résultats dépendent de la marque et du modèle d'appareil. Dans la majorité des cas, un bruit de type speechnoise (comme utilisé pour le test Framatrix par exemple) est mieux atténué qu'un bruit de type cocktail party qui est lui-même mieux atténué qu'un bruit constitué de 4 signaux de parole. Moins il y a de signaux de paroles sommés pour constituer le bruit cocktail party, plus les fluctuations ressemblent à un signal de parole simple, le bruit n'est alors plus atténué que par la directivité des microphones.

INFLUENCE DU RÉGLAGE

La question des réglages des aides auditives est une question centrale dans l'amélioration du RSB en sortie d'aide auditive. On distingue les différences de réglage du gain ou de compression mais aussi les différences de réglages des débruiteurs (plus ou moins activés).

De façon logique, plus il y a d'amplification plus le RSB est amélioré. Ainsi plus la perte est importante plus les RSB sont améliorés.

La compression peut avoir un impact sur les résultats. Ainsi lorsque le RSB est négatif, le bruit plus fort que la parole, est abaissé, ce qui aboutit à une amélioration du RSB. A l'inverse, lorsque la parole est bien plus forte que le bruit, elle est comprimée ce qui aboutit à une détérioration du RSB. Cela varie d'un fabricant à un autre suivant la stratégie de compression de chacun. Ceci est moins important lorsque les temps de retour sont longs ou avec un « gain linéaire flottant ».

D'autre part, chaque fabricant préconise une formule de réglage proche de la formule NAL-NL2 mais avec parfois des différences de gain principalement sur les fréquences graves qui sont plus ou moins atténuées en fonction des paramètres acoustiques et avec plus ou moins d'amplification

« LES AMÉLIORATIONS
LES PLUS IMPORTANTES
SONT OBTENUES
en optimisant les réglages
et en poussant les débruiteurs
au maximum. »

sur les fréquences aigues pour rester confortable. Ces différences de réglages ont un impact sur le RSB en sortie d'appareil car les débruiteurs ou les systèmes directionnels n'ont pas la même efficacité sur toute la bande passante. A cela s'ajoute, la stratégie choisie par le fabricant pour le niveau d'activation des débruiteurs et de la directivité en fonction du RSB qui arrive aux appareils. L'amélioration du RSB en sortie d'appareils varie donc selon le RSB en entrée d'aide auditive.

Comme le montre la figure 6, les résultats avec un programme automatique sont parfois moins bons qu'avec un programme spécifique pour lequel les algorithmes sont poussés au maximum. A contrario, il nous est arrivé pour certains appareils de ne mesurer aucune différence entre le programme

automatique et le programme « restaurant » par exemple.

Certains résultats sont parfois plus difficiles à comprendre. Par exemple, la figure 7 montre de meilleurs résultats avec un débruiteur monaural plutôt qu'un algorithme binaural. La binauralité permettant une meilleure directivité et une meilleure détection du bruit, nous nous serions attendus à des résultats inverses. Ceci vient peut-être des conditions de test. Les bruits étant symétriques à droite et à gauche, les appareils ne parviennent pas à identifier ces bruits à éliminer.

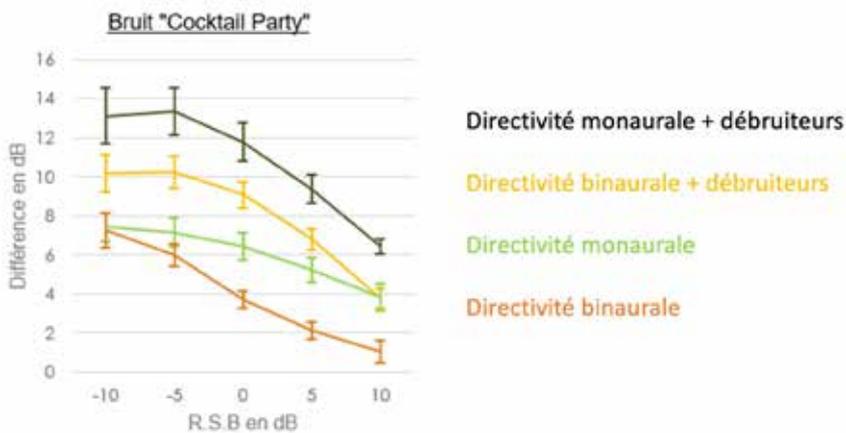


Figure 7 : Sur les tests effectués avec le signal en face et du bruit sur 4 HP, on observe de meilleurs résultats avec les algorithmes de directivité monauraux plutôt que ceux binauraux. Ces résultats surprenants sont peut-être propres aux conditions de tests qui ne favorisent pas les algorithmes binauraux car le bruit est symétrique à droite et à gauche.

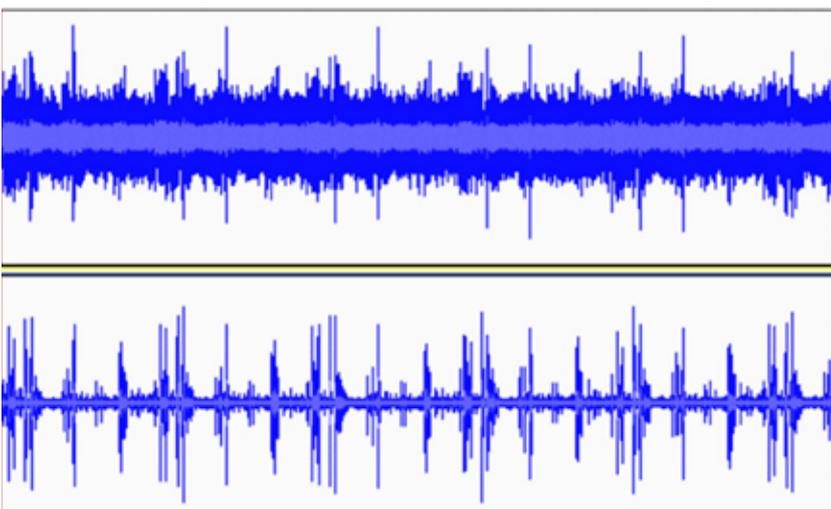


Figure 8 : En haut, le signal enregistré par le microphone de référence. En bas, le signal enregistré en sortie d'appareil. « Même visuellement », le bruit a déjà bien disparu.

CONCLUSIONS

Ces résultats et les exemples donnés ci-dessus ne sont pas à prendre comme une généralité ou une vision exhaustive des qualités ou défauts des appareils auditifs. En règle générale, les appareils permettent de gagner entre +2 et +14 dB de RSB. Cela dépend des modèles et des algorithmes de chaque fabricant. Les améliorations les plus importantes sont obtenues en optimisant les réglages et en poussant les débruiteurs au maximum. Par défaut ce n'est forcément ce que font les fabricants. Certains fabricants, n'activent pas tout au maximum en mode automatique, et les programmes de type « restaurant » apportent encore un petit plus. A l'inverse, pour d'autres fabricants ayant de très bons résultats en mode « automatique », l'activation des débruiteurs au maximum n'apporte rien de plus. Il arrive que des appareils de classe I donnent des résultats équivalents aux appareils de classe II. Même si cela est rarement le cas, il se peut que les conditions de tests (placement des haut-parleurs, type de bruit...) ne permettent pas de mettre en valeur des algorithmes complexes. Cependant, lorsqu'on doit choisir un niveau de gamme d'appareil avec le patient, il est important de pouvoir lui préciser dans quelles conditions l'appareil peut lui apporter davantage qu'un appareil moins cher. Qui n'a jamais eu un patient ne faisant pas de différence entre un appareil classe I ou un appareil classe

Il, que ce soit lors d'un essai ou lors d'un test d'intelligibilité dans le bruit ?

Pour résumer, la méthode Hagerman et Olofsson apporte de précieuses informations et permet de tester relativement rapidement les algorithmes dans différentes conditions. Cette méthode contrairement aux méthodes HASPI ou HASQI ne donne pas d'information sur l'intelligibilité estimée ou sur la qualité sonore mais une écoute des enregistrements réalisés permet de prendre conscience de l'efficacité ou non de tel débruiteur au-delà des résultats chiffrés en dB d'amélioration du RSB.

Ces mesures objectives sont riches d'enseignement toutefois, les résultats obtenus ne peuvent présumer de l'amélioration d'intelligibilité qu'aurait un patient avec tel ou tel algorithme. Du fait de l'atteinte cochléaire, la détérioration de certains indices par les débruiteurs peut être délétère pour le patient. Les résultats des audiométries vocales dans le bruit ou des questionnaires suite à une utilisation en conditions réelles sont des éléments à prendre en compte pour juger de l'efficacité de tel ou tel algorithme.

REMERCIEMENTS

J'adresse mes plus sincères remerciements aux personnes qui ont collaboré à ce travail. En premier lieu à Xavier Delerce qui m'a permis de découvrir

ces méthodes de mesure que je ne connaissais pas.

A Christophe Micheyl, pour son aide au quotidien et son intégrité sans faille. C'est toujours un plaisir d'apprendre à ses côtés.

Merci à Joël DUCOURNEAU, Balbine MAILLOU, Morgan POTIER, François DEJEAN pour les échanges toujours constructifs et le plaisir de travailler ensemble dans le cadre de la SFA.

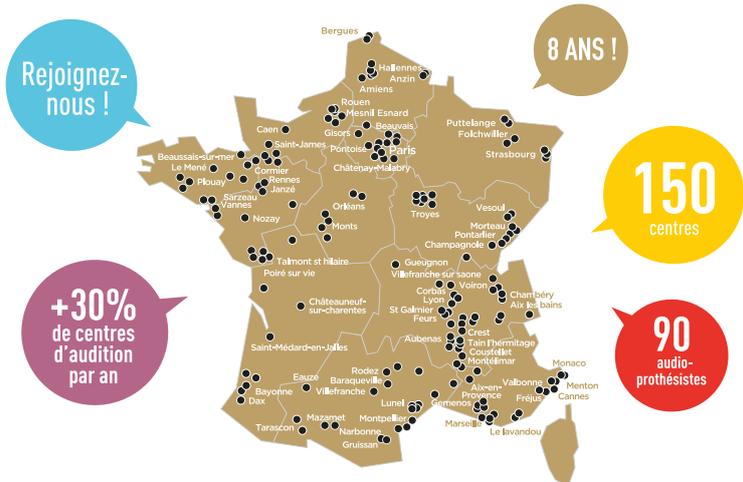
Merci infiniment aux étudiants qui ont participé à ces mesures avec tout le stress de la mise en place d'un nouveau protocole et les heures de mesures passées pour la bonne cause : Chloé VARREL DIT MOREL, Clémence ORLY, Manon GRANGER, Yohan Villalon, Sarah Chraibi.

BIBLIOGRAPHIE

- Xavier Delerce (2015) : *Le Saint Graal de l'audioprothèse : Mesurer le RSB en sortie d'aide auditive.* <https://leblogaudiologie.com/2015/06/28/saint-graal-mesurer-rsb-en-sortie-dune-aide-auditive/>
- Hagerman, B., Olofsson, A., *Acta Acustica*, 2004. *A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise.* *Acta Acustica united with Acustica* 90, 356-361
- Miller, C.W., 2013. *The Role of Aided Signal-to-Noise Ratio in Aided Speech Perception in Noise (for the degree of Doctor of Philosophy).* University of Washington



"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."





ÉVALUATION OBJECTIVE DES PERFORMANCES DES AIDES AUDITIVES

L'objectif de cet article est de présenter un panorama des tests objectifs réalisés en 2021 dans les locaux de l'école d'audioprothèse de la faculté de pharmacie de Nancy et dans la chambre semi-anéchoïque de l'INRS (Institut National de Recherche et Sécurité).

Nous présenterons dans un premier temps la plateforme et la méthode développée pour estimer le Rapport Signal sur Bruit (RSB) en sortie d'aides auditives^[1] appliquée à la comparaison de modèles de Classe 1 et de Classe 2 pour 5 fabricants différents. Par la suite, une étude sur l'évaluation de l'intelligibilité au travers de l'indicateur psychoacoustique STI (Speech Transmission Index), de l'audibilité d'un signal de recul et de l'exposition sonore quotidienne dans un contexte bruyant industriel sera présentée. Enfin, l'évaluation des performances des réducteurs de bruits impulsionnels sera exposée.

Auteurs

Dr Balbine MAILLOU^{1,2}

Enseignante-Chercheuse

Pr Joël DUCOURNEAU^{1,2}

Enseignant-Chercheur

Julianne BOISLÈVE³

Antoine MALRIN^{2,3}

Patrick CHEVRET³

Dr Adil FAIZ^{1,2}

Enseignant-Chercheur

Audioprothésiste

1. INTRODUCTION

L'intelligibilité de la parole dans le bruit est un problème majeur pour les personnes malentendantes appareillées. Les difficultés de compréhension ou d'audibilité dans un environnement bruyant lors de réunions dans le quotidien ou dans le secteur industriel peuvent conduire à des effets extra-auditifs importants comme la fatigue et le stress. Au travail, le bruit peut compromettre à la fois la sécurité et l'efficacité dans la réalisation de tâches spécifiques. A cela il faut ajouter le problème de l'exposition sonore quotidienne due aux forts niveaux de bruits. Ces derniers, de type stationnaire (bruit de machines, de ventilation, ...) ou impulsionnel (impacts, chocs, déflagrations, ...) peuvent induire en sortie d'aides auditives, des niveaux sonores dépassant les seuils d'action de la réglementation^[2]. Dans ce contexte, les fabricants d'aides auditives ont développé des algorithmes de traitement du signal comme la directivité adaptative ou les réducteurs de bruits stationnaires ou de bruits d'impacts qui permettent d'améliorer les conditions d'écoute du malentendant appareillé. Pour évaluer la performance de ces options et ainsi caractériser l'intelligibilité de la parole, il existe des tests auditifs subjectifs pouvant être réalisés auprès de nombreux sujets appareillés. Des méthodes objectives utilisant une tête artificielle type KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research, marque G.R.A.S) équipée d'aides auditives existent et permettent d'évaluer l'intelligibilité de la parole, l'audibilité et l'exposition sonore quotidienne dans des environnements bruyants reconstitués à l'aide de systèmes de multidiffusion sonore. Le mannequin de la plateforme est également utilisé pour évaluer

les performances des réducteurs de bruits impulsionnels. Pour cela, un générateur de bruit impulsionnel calibré est utilisé à l'INRS permettant d'obtenir des déflagrations large bande reproductibles en entrée d'aides auditives.

2. PRÉSENTATION DE LA PLATEFORME DE SIMULATION AUDITIVE

La plateforme expérimentale est constituée d'un buste humain artificiel situé au centre d'un système de multidiffusion sonore. Le traitement des murs de la salle avec un matériau absorbant acoustique permet d'approcher des conditions de champ libre, voir figure 1.



Figure 1 : Photographie de l'installation.

1. Faculté de Pharmacie de Nancy - Campus Brabois Santé - 7, av de la forêt de Haye - 54505 Vandœuvre-lès-Nancy

2. Laboratoire Énergies et Mécanique Théorique et Appliquée, NRS UMR 7563 - 2, avenue de la Forêt de Haye, 54505 Vandœuvre les Nancy

3. Institut National de Recherche et Sécurité Rue du Morvan, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy

Le temps de réverbération répond ainsi aux normes imposées pour un local d'audiométrie, à savoir inférieur à 0,5 s à partir de l'octave 125 Hz et un bruit de fond inférieur à 30 dBA^[3].

De par sa géométrie, le mannequin KEMAR permet de simuler les effets d'une tête humaine et d'un torse dans un champ sonore. Au creux de chaque oreille artificielle, un microphone de mesure 1/4" de type 26AS simule le tympan et capte les sons au travers d'un coupleur de type IEC 60318-4 simulant le conduit auditif. La captation binaurale du son tient ainsi compte des fonctions de transfert relatives à la tête, ou HRTFs. Le mannequin est situé à 1,10 m de cinq enceintes de monitoring actives bi-voies de type Klein & Hummel O110, comme schématisé sur le synoptique de la figure 2, de manière à créer un champ sonore homogène^[4].

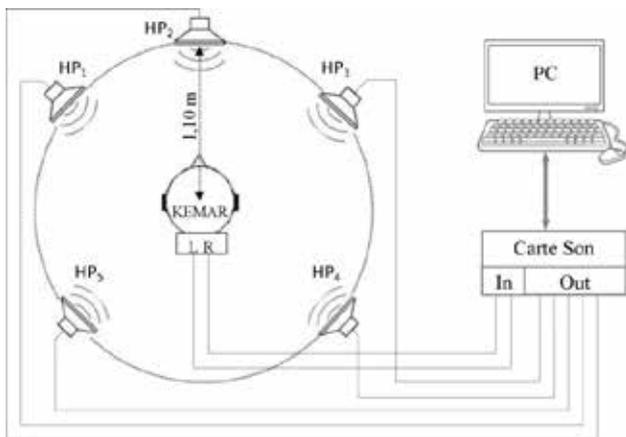


Figure 2 : Emplacement du KEMAR au centre des haut-parleurs connectés au système d'émission et d'acquisition.

Le logiciel Matlab permet de piloter la carte son RME Fireface 800 afin de diffuser l'environnement sonore approprié à l'aide des enceintes et d'acquérir en simultanément les signaux microphoniques. Ceci permet d'obtenir une captation binaurale réaliste d'un patient appareillé.

3. ESTIMATION DU RSB EN SORTIE D'APPAREILS AUDITIFS

La plateforme de simulation est dans un premier temps utilisée pour répondre à la question : Quelles sont les différences, en termes de RSB en sortie, entre appareils de Classe 1 et Classe 2 d'aides auditives ?

3.1 Méthode d'estimation du RSB

Le RSB est un facteur physique majeur affectant l'intelligibilité. Il s'agit du rapport des énergies contenues dans le signal utile – la parole – et dans le signal masquant – le bruit, exprimé en décibels. Quel que soit le bruit auquel est confronté le patient, plus le RSB diminue, plus le masquage énergétique augmente, et plus l'intelligibilité diminue. C'est ce que traduisent les courbes classiques « en S » de score d'intelligibilité en fonction du RSB^[5]. L'allure de ces courbes varie avec le matériel vocal et peut présenter une variabilité inter-individuelle. Il existe d'autres critères à même de prédire l'intelligibilité pour une personne malentendante appareillée, tels que le STOI ou l'HASPIV2^[6-9]. Pour sa corrélation avec l'intelligibilité et sa simplicité, nous utilisons ici le RSB en sortie d'appareils auditifs pour caractériser les performances d'appareils de Classe 1 et 2.

Bien que le RSB soit une grandeur simple à appréhender, une difficulté réside dans l'estimation du niveau sonore du bruit indépendamment du niveau de la parole en sortie d'appareils auditifs. En effet, le traitement du signal dans les appareils varie en fonction de l'environnement sonore détecté. Il convient alors d'estimer ces niveaux lorsque l'appareil est soumis à un mélange réaliste de bruit et de parole.

La méthode proposée par Hagerman et al.^[10] permet de séparer le signal de parole et le bruit en sortie d'appareils auditifs au moyen de 2 mesures successives dont l'une avec le bruit émis en opposition de phase. En additionnant et soustrayant les deux signaux mesurés en sortie d'appareils auditifs, le signal de parole et le bruit peuvent être séparés et le RSB ainsi estimé.

Dans cette étude, seule la phase stationnaire est analysée, après stabilisation des traitements dans les appareils auditifs. Le RSB est alors estimé pour chaque bande critique puis moyenné à l'aide des coefficients de la norme du SII pour tenir compte de l'importance du signal de parole relative dans les différentes bandes critiques. Une valeur unique de RSB en sortie d'appareil auditif est alors obtenue par oreille. Afin d'utiliser la méthode d'estimation du RSB dans son domaine de validité, le système anti-larsen des appareils testés est désactivé^[11, 12].

3.2 Réglage des appareils auditifs

Les appareils auditifs faisant l'objet de ce comparatif Classe 1 - Classe 2 ont été sélectionnés par un consortium d'audioprothésistes réunis en groupe de travail par la Société Française d'Audiologie. Ils sont représentatifs de l'éventail des produits disponibles sur le marché au cours de l'année 2020-2021. Pour chacun des cinq fabricants choisis (nommés AA-A, AA-B, AA-C, AA-D et AA-E), les appareils de Classe 1 correspondent à l'entrée de gamme et les appareils de Classe 2 correspondent aux appareils les plus hauts de gamme.

Pour cette étude, les appareils sont réglés suivant la méthodologie fabricant en conservant les réglages proposés, afin de tenir compte des choix algorithmiques Classe 1 – Classe 2 des fabricants. Les réducteurs de bruit et la directivité adaptative sont ainsi activés, en mode « par défaut ». Les appareils sont réglés pour corriger une surdité bilatérale de type N3^[13], représentative de la population malentendante presbycusique.

Pour chaque série de mesure, le mannequin KEMAR est appareillé de façon bilatérale et le couplage réalisé avec des embouts en silicone sur mesure sans évent permet d'assurer l'étanchéité de la prise de son en sortie d'appareils auditifs.

3.3 Environnement sonore

Dans cette étude, l'environnement sonore vise à reproduire les conditions d'audiométrie vocale dans le bruit réalisée en cabine. Le bruit de type Cocktail Party est généré par 4 enceintes du système de multidiffusion. Le signal de parole, International Speech Test Signal, n'est pas un matériel vocal classique mais une concaténation de phonèmes de différentes langues. Cette variété de phonèmes lui confère une étendue spectrale à long-terme comparable à celle du bruit. Les valeurs de RSB peuvent ainsi être calculées pour une large gamme de fréquence.

Le signal utile de parole est généré suivant plusieurs angles d'incidence pour évaluer l'action des algorithmes de directivité : 0° et 90°. Les deux configurations sonores sont schématiquement représentées aux figures 3 et 4.

Enfin, les niveaux sonores sont contrôlés au point d'écoute (emplacement du mannequin) grâce à un microphone de référence. Quelle que soit l'incidence, le niveau du signal ISTS

est de 70 dB_{SPL} au point d'écoute et le niveau global du bruit est ajusté pour tester plusieurs valeurs de RSB « d'entrée », variant -6 à 9 dB par pas de 3 dB.

3.4 Résultats

Pour chaque modèle d'appareils auditifs, chaque environnement sonore et chaque valeur de RSB d'entrée, une valeur de RSB en sortie d'appareil auditif est estimée pour chaque oreille, à l'aide de la méthode décrite en section 3.1. Cette valeur de RSB en sortie d'appareil auditif est comparée au RSB d'entrée : si elle est supérieure, cela signifie que l'appareil auditif délivre au mannequin un signal sonore dans lequel la parole émerge davantage, grâce aux options de traitement du signal implémentées. Sur les tracés des figures 3 et 4, qui représentent le RSB en sortie d'appareil en fonction du RSB d'entrée, la droite pointillée dite « de conservation du RSB » permet de repérer les situations dans lesquelles l'appareil auditif améliore l'environnement sonore ou au contraire le dégrade, en termes d'émergence de la parole.

3.4.1 Parole émise en face de la tête artificielle (azimut 0°)

Pour cet environnement sonore symétrique autour de la tête artificielle, les résultats sont présentés pour l'oreille gauche. Dans la figure 3, chaque graphique représente pour un fabricant le RSB en sortie des appareils auditifs de Classe 1 et de Classe 2.

L'amélioration du RSB par les appareils auditifs, en dB, est donnée par l'écart avec la droite de conservation du RSB.

Tous les appareils auditifs améliorent le RSB, sauf les appareils de classe 1 du fabricant AA-A pour les valeurs de RSB d'entrée > 0 dB et les appareils du fabricant AA-D pour les valeurs de RSB d'entrée > 6 dB. Pour tous les fabricants, l'amélioration du RSB diminue à mesure que le RSB d'entrée augmente, c'est-à-dire lorsque le niveau de bruit diminue. Cela signifie que l'effet des algorithmes de rehaussement de la parole croît avec le niveau de bruit. Il semblerait qu'une désactivation des traitements s'opère pour le fabricant AA-D dès lors que le

niveau de bruit est faible (RSB d'entrée > 6 dB).

Pour la majorité des fabricants (AA-A, AA-B et AA-E), l'amélioration du RSB apportée par les appareils de Classe 2 est supérieure à celle apportée par les appareils de Classe 1, jusqu'à 8 dB dans l'environnement le plus bruyant (fabricant AA-A). Pour le fabricant AA-D, c'est l'inverse : les valeurs de RSB en sortie d'appareils sont plus élevées en Classe 1, avec jusqu'à 6 dB supplémentaires d'émergence de la parole. Pour le fabricant AA-C, notre protocole ne permet pas de mesurer une plus-value des appareils de Classe 2 pour lesquels le RSB de sortie est légèrement plus faible (1 dB).

Le fabricant AA-A est celui qui présente le plus grand écart de performance entre Classe 1 et Classe 2. C'est aussi celui pour lequel le RSB en sortie de Classe 1 est le plus faible. La figure 4 permet de comparer les performances des appareils de chaque classe.

Les performances des différents appareils de Classe 1 présentent une importante disparité, avec jusqu'à 10 dB d'écart entre les RSB de sortie des fabricants AA-A et AA-C. Néanmoins, tous les appareils de Classe 1 améliorent l'émergence de la parole (excepté le fabricant AA-A pour les environnements favorables). Les meilleures performances en Classe 1 (fabricant AA-C) égalisent les meilleures performances en Classe 2 (fabricant AA-B). Toutefois, la variabilité des valeurs du RSB de sortie pour les différents appareils de Classe 2 est plus faible : 4 dB pour l'environnement le plus bruyant par exemple. Tous fabricants confondus, les appareils de Classe 2 fournissent donc en moyenne un meilleur RSB en sortie. Les meilleures performances en Classe 1 (fabricant AA-C) et en Classe 2 (fabricant AA-B) semblent atteindre le même « plafond », soit 10 dB d'amélioration du RSB pour un bruit de type Cocktail Party.

3.4.2 Parole émise à 90°, côté oreille droite

L'émission du signal de parole ISTS à 90° sollicite les algorithmes de directivité adaptative pour les 2 classes d'appareils. Pour cet environnement sonore asymétrique autour de la tête artificielle, les résultats sont présentés pour les deux oreilles à la figure 5.

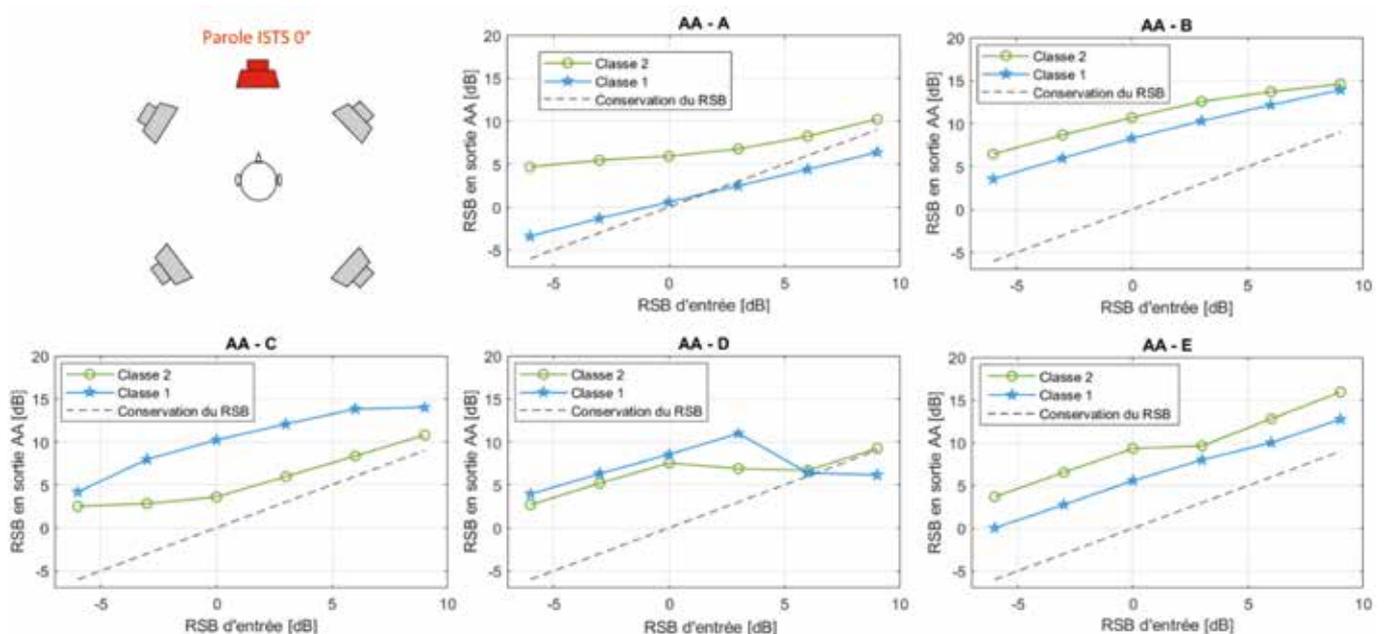


Figure 3 : RSB en sortie d'appareil auditif (oreille gauche du mannequin) en fonction du RSB d'entrée (au-dessus du mannequin). Angle d'incidence de la parole : 0°. Bruit généré par les 4 HPs grisés.

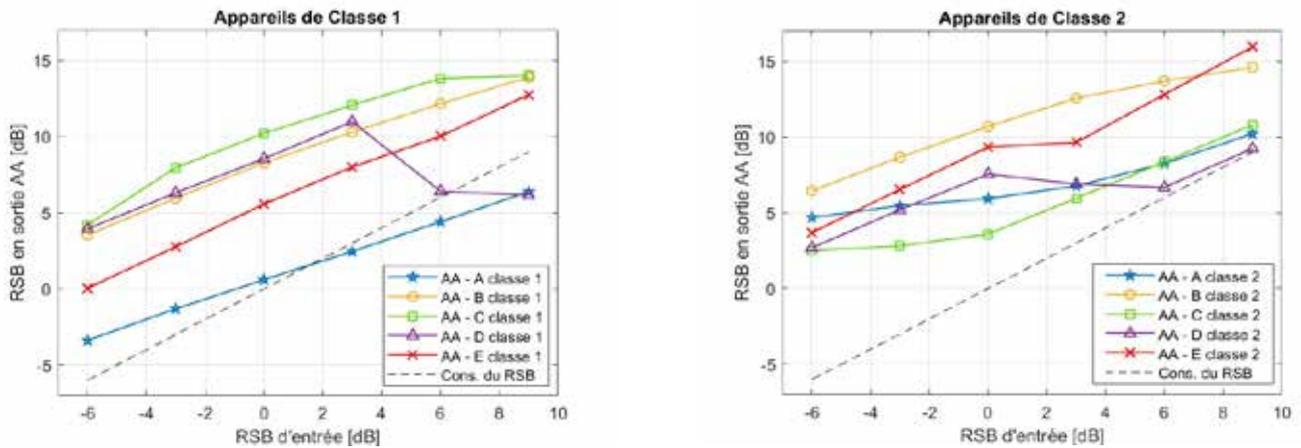


Figure 4 : RSB en sortie d'appareil auditif (oreille gauche du mannequin) en fonction du RSB d'entrée (au-dessus du mannequin). Angle d'incidence de la parole : 0°. Bruit généré par les 4 HPs grisés. a) appareils de Classe 1 des 5 fabricants, b) appareils de Classe 2 des 5 fabricants.

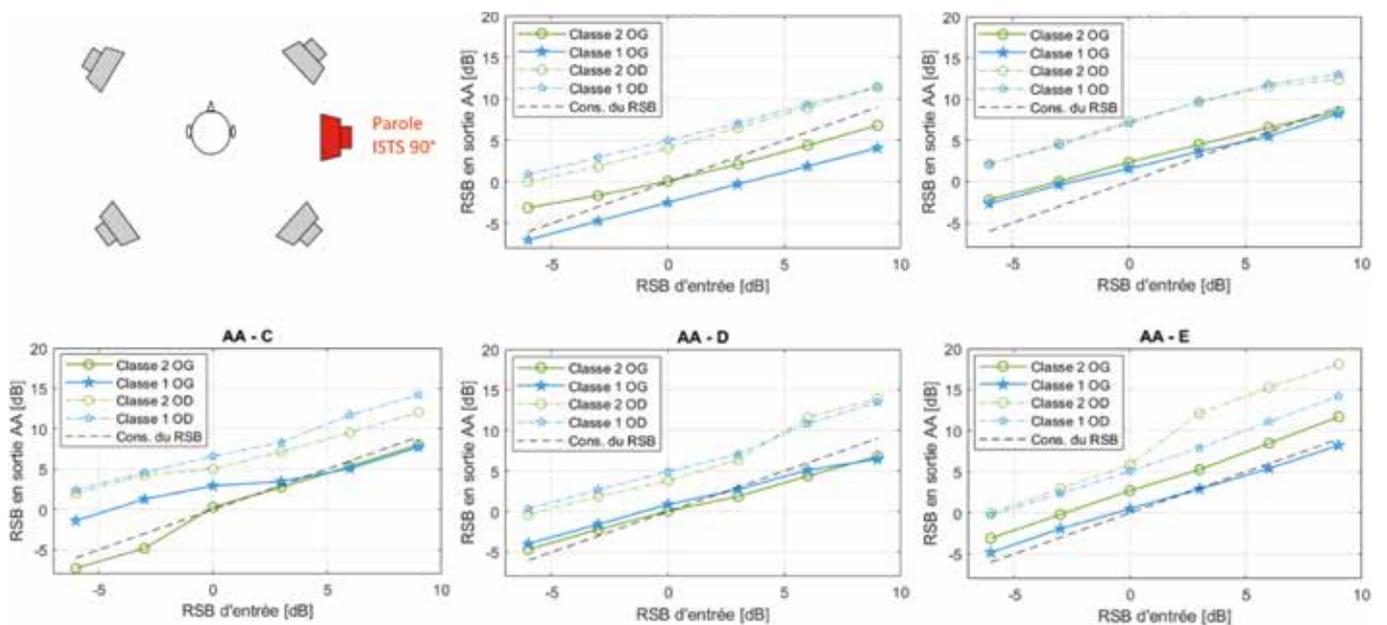


Figure 5 : RSB en sortie d'appareils auditifs (traits pointillés : oreille droite, traits continus : oreille gauche) en fonction du RSB d'entrée (au-dessus du mannequin). Angle d'incidence de la parole : 90°. Bruit généré par les 4 HPs grisés.

La parole étant émise à droite du mannequin, le RSB en sortie d'appareil gauche (oreille controlatérale) est toujours plus faible, ceci s'explique par l'effet d'ombre de la tête.

Les appareils de Classe 2 des fabricants AA-C et AA-D ne présentent pas de plus-value par rapport à ceux de Classe 1, pour les 2 oreilles. Ceci rejoint les résultats obtenus en cas d'incidence frontale de la parole. Pour les 3 autres fabricants (AA-B, AA-E et AA-A), le RSB en sortie d'appareil controlatéral de Classe 2 présente une plus-value de 1 à 4 dB par rapport à l'appareil controlatéral de Classe 1, les algorithmes de traitement du signal implémentés dans les appareils de Classe 2 de ces fabricants permettant ainsi un meilleur stéréoéquilibrage en cas d'incidence latérale de la parole. En revanche, l'oreille droite exposée côté source de parole ne bénéficie pas d'une meilleure émergence de la parole avec les appareils de Classe 2, excepté pour le fabricant AA-E en cas de RSB d'entrée favorable > 3 dB.

3.5 Conclusion

Le protocole expérimental de cette étude a permis de mettre en évidence des valeurs de RSB plus élevées en sortie d'appareils auditifs de Classe 2 pour la majorité des fabricants, quel que soit l'angle d'incidence de la parole (0 ou 90°). Il n'est cependant pas possible de conclure sur les différences entre appareils de Classe 1 et de Classe 2 dans l'absolu, tant il y a de disparités de performances entre les différents fabricants. Et ce d'autant plus que notre échantillon ne représente pas la totalité des fabricants du marché, et que certains fabricants ont remplacé leur appareils Classe 1 ou 2 depuis la réalisation des tests.

D'autre part, les résultats présentés sont obtenus à l'aide d'un appareillage bilatéral et d'embouts fermés, ils ne permettent donc pas de conclure sur les différences entre appareils de Classe 1 et 2 en cas d'appareillage monaural ou couplage par dôme ouvert qui est couramment employé par

les audioprothésistes. L'appareillage ouvert délivre en effet au patient un mélange de son traité par l'appareil et de bruit perçu par voie aérienne, ce qui atténue l'effet des options de traitement du bruit.

Que deviendraient ces résultats si les réglages par défaut étaient affinés par des audioprothésistes ? Cela mettrait sans doute en valeur les performances de certaines options disponibles en Classe 2 ^[9].

Que deviendraient-ils si le bruit masquant émis était fluctuant et non stationnaire ? Si les conditions de tests s'éloignaient d'une configuration d'audiométrie en champ libre pour représenter plus fidèlement des scènes sonores du quotidien ? Si le système anti-larsen était activé ?

Ici l'indicateur objectif RSB est utilisé pour comparer les performances des appareils auditifs, mais il ne tient pas compte par exemple de l'influence de la compression dynamique du signal sur l'enveloppe temporelle de la parole. Les conditions expérimentales ainsi que les méthodes d'analyse des signaux, le choix du ou des critères objectifs estimés sont cruciaux et continuent de faire l'objet de réflexions au sein du groupe de travail afin de poursuivre la comparaison des performances Classe 1 - Classe 2.

4. INTELLIGIBILITÉ - AUDIBILITÉ - NIVEAU D'EXPOSITION SONORE EN MILIEU BRUYANT

Les personnes malentendantes appareillées dans un contexte professionnel bruyant sont confrontées au problème de l'accès à l'information, la communication avec les collègues ou la perception des signaux sonores utiles comme les signaux d'alerte. Ces problèmes ont un impact sur la santé mentale des travailleurs et sur la réalisation efficace des tâches qu'ils doivent accomplir. Pourtant la loi de 2005 oblige l'employeur à aménager le poste de travail pour le maintien dans l'emploi du travailleur handicapé. Privilégier le port de l'appareil auditif est une solution sachant que les fabricants développent des options de traitement de plus en plus innovantes pour permettre d'améliorer l'intelligibilité et l'audibilité.

L'objectif ici est d'étudier l'amélioration ou la dégradation de l'audibilité et de l'intelligibilité apportée par les aides auditives chez ces travailleurs appareillés dans leur environnement acoustique professionnel. Pour cela, la technique de séparation du bruit du signal utile développée dans le paragraphe 3.1 est utilisée. Elle permet d'évaluer le niveau de bruit stationnaire et ainsi d'estimer le niveau d'exposition sonore quotidienne $L_{EX,d}$.

4.1 Evaluation de l'intelligibilité en milieu bruyant

La parole est modulée naturellement par le rythme syllabique, par la formation de mots et de phrases. Quand cette modulation diminue, le discours est moins compréhensible. Dans un environnement de travail bruyant avec une forte réverbération due aux locaux industriels de grand volume, la modulation diminue et l'intelligibilité est altérée. Le STI est un des indicateurs psychoacoustiques les plus utilisés pour traduire l'intelligibilité. Il dépend d'une fonction de transfert dite de modulation par bande d'octave. Pour chaque fréquence de modulation de la parole (13 fréquences comprises entre 0,63 Hz et 12,5 Hz), cette fonction de transfert dépend du rapport signal sur bruit RSB, des phénomènes de masquage auditif, du seuil d'audition et de la réponse impulsionnelle du local ^[14]. Ainsi, cet indicateur paraît adapté au contexte de l'étude.

A partir des RSB estimés grâce à la méthode d'opposition de phase et du dispositif présentés au paragraphe 2., nous avons évalué le STI pour 4 appareils auditifs de différentes marques, pour plusieurs RSB d'entrée (de -6 dBA à +6 dBA), pour plusieurs types de bruit (cocktail party, bruit industriel, bruit industriel avec bruit de ponçage, bruit ISTS (bruit dont le spectre à long terme est celui de l'ISTS) et le bruit blanc, voir figure 6), et pour les 4 programmes suivants :

P1 : pas de compression, pas de MPO ni de réducteur de bruit,
P2 : pas de compression, pas de MPO avec réducteur de bruit,
P3 : compression, MPO sans réducteur de bruit,
P4 : compression, MPO avec réducteur de bruit.

Dans tous les cas, les aides auditives étaient programmées en mode omnidirectionnel et réglées pour une perte moyenne 1er degré (PTM = 43,7 dB HL). Nous avons utilisé des appareils de type RIC avec des écouteurs placés dans un embout en silicone fermé sur chaque oreille du mannequin afin de ne capter et d'analyser que le signal en sortie d'aides auditives.

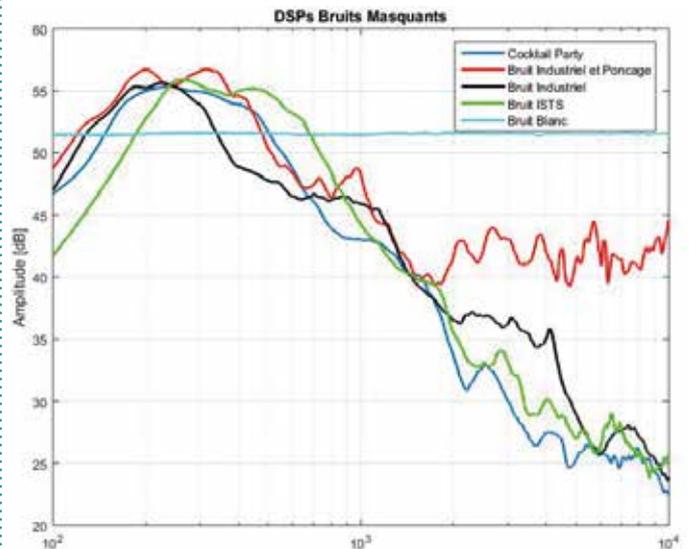


Figure 6 : Densités spectrales des bruits masquants utilisés.



Figure 7 : Photo du mannequin au milieu du système de multidiffusion ^[15].

La figure 9 montre l'atténuation acoustique de différents types d'embouts par bandes d'octave. L'embout sur mesure doit être bien positionné dans le conduit et la conque afin que l'étanchéité soit parfaite et l'atténuation assurée. On observe par exemple sur cette figure que l'atténuation de l'embout gauche en acrylique chute en basses fréquences traduisant ainsi une mauvaise étanchéité. Pour toutes les expériences menées qui suivent, l'étanchéité des embouts a été vérifiée.

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



ADHEAR

Collez. Clipsez. Ecoutez.

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

Ce qui est différent ?

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

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

hearLIFE

medel.com

Systeme à conduction osseuse sur adhésif

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

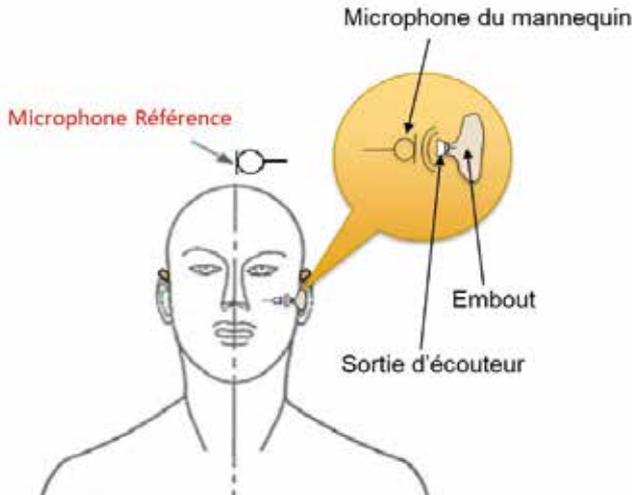


Figure 8 : Microphones placés au-dessus (microphone de référence) et dans la tête du mannequin.

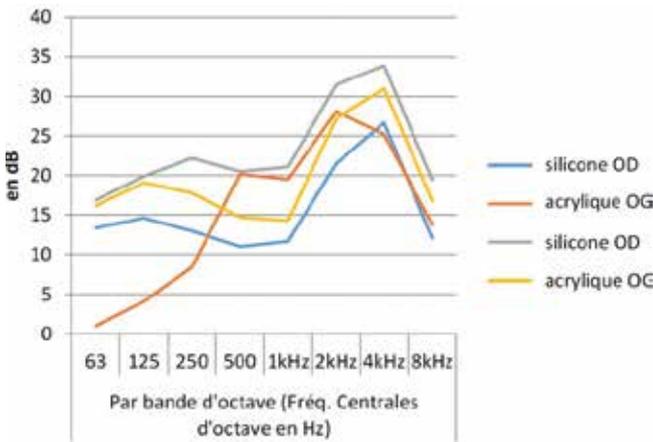


Figure 9 : Atténuation acoustique de différents embouts fermés portés [16].

Les STI ont été évalués au-dessus de la tête du mannequin (STI de référence) et en sortie d'appareils auditifs sur chaque oreille (voir figure 7 et 8).

La figure 10 présente un exemple de RSB par bandes de tiers d'octave estimé respectivement au microphone de référence et en sortie d'appareil (oreille gauche, appareil AA-B) pour un bruit industriel contenant une activité de ponçage, pour un RSB d'entrée égal à 0 dB et pour le programme P2. La différence entre les deux STI estimés montre objectivement une amélioration de l'intelligibilité passant de faible (0,42) à satisfaisante (0,48). Cette amélioration provient de l'efficacité des réducteurs de bruit actifs dans le programme P2.

A partir de ces différences, il nous a paru intéressant d'estimer les variations des scores d'intelligibilité à l'aide des courbes de la norme IEC 60268-16 [17] qui relie le STI aux scores d'intelligibilité pour des mots, consonne-voyelles-consonne (CVC) et des phrases (voir figure 11). Dans cet exemple, on observe que la variation du STI engendre une amélioration de près de 20% d'intelligibilité pour des phrases.

Les figures n°12 et n°13 représentent les variations des scores d'intelligibilité dans un environnement sonore contenant du bruit industriel (avec en plus du bruit de ponçage) et un niveau

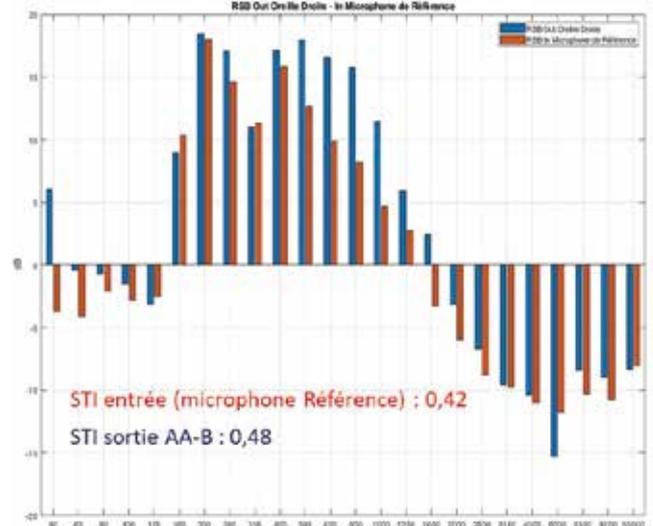


Figure 10 : RSB mesurés en sortie de l'aide auditive AA-B et au microphone de référence.

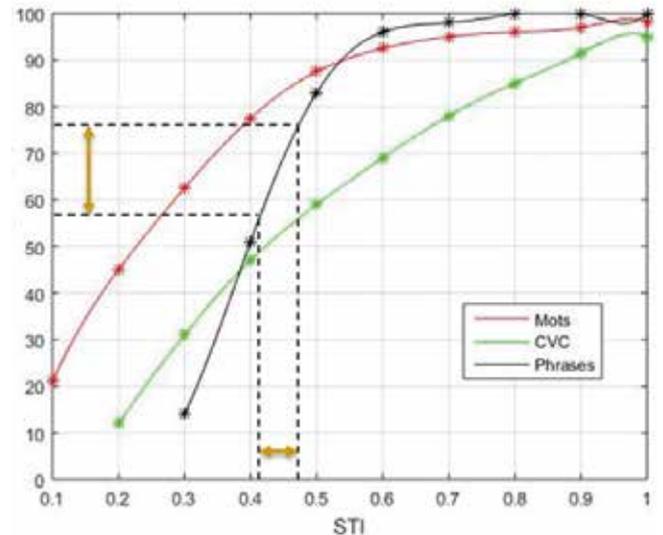


Figure 11 : Scores d'intelligibilité en fonction du STI [17].

de parole égal à 67 dBA, en fonction du RSB d'entrée, pour les 4 programmes, pour l'aide auditive AA-B (figure n°12) et AA-E (figure n°13). On constate pour les deux aides auditives que les programmes pour lesquels les réducteurs de bruit sont actifs permettent d'améliorer l'intelligibilité dès -6 dBA de RSB d'entrée pour l'aide auditive AA-E et dès -3 dBA pour AA-B. A partir de +3 dBA de RSB d'entrée, les environnements sonores étant plus propices à une bonne compréhension, les réducteurs de bruit ont moins d'effet. Les programmes sans aucune option de traitement n'améliorent pas, voire dégradent (AA-B) la compréhension dans le bruit. Ceux contenant une compression seule n'améliorent pas la compréhension de la parole. On sait que la compression peut avoir un effet d'atténuation sur la dynamique du signal de parole et en conséquence diminuer la modulation et donc l'intelligibilité.

4.2 Audibilité

Pour étudier l'audibilité en sortie d'aides auditives, nous avons utilisé l'indicateur psychoacoustique Prominence Ratio (PR) qui représente le rapport entre la densité spectrale contenue

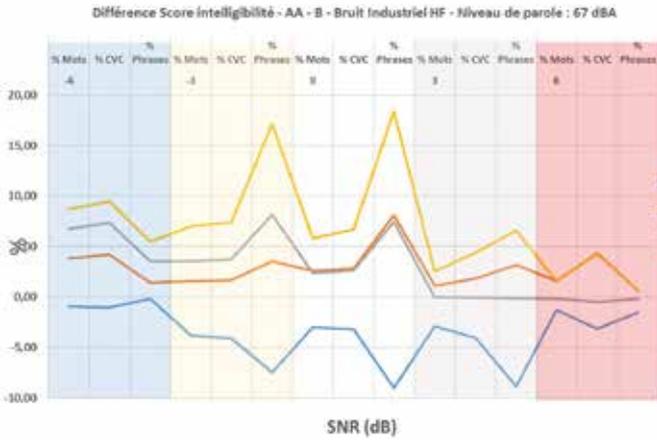


Figure 12 : Scores d'intelligibilité en fonction du STI pour l'aide auditive AA-B.

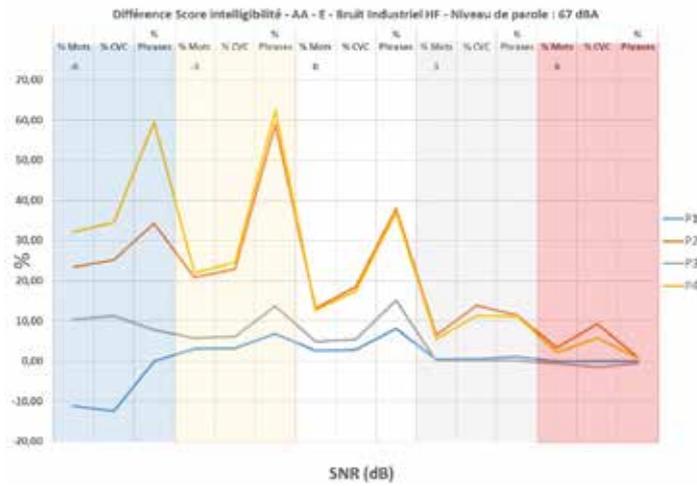


Figure 13 : Scores d'intelligibilité en fonction du STI pour l'aide auditive AA-E.

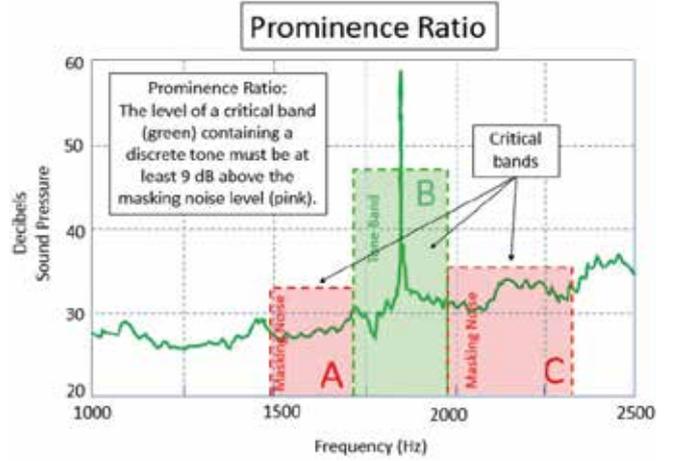


Figure 14 : Rapport tonalité/bruit [18].

dans la bande critique centrée sur la fréquence f du son pur à percevoir et celle du bruit masquant contenue dans les deux bandes critiques voisines [18] (voir figure 14). Il traduit plus simplement un rapport tonalité sur bruit. On considère qu'une tonalité est distinctement audible quand elle est de 8 dB ou plus au-dessus du niveau de masquage. Le signal à détecter est celui d'un Bip de recul à 1264 Hz.

La figure 15 présente les différents PR obtenus en sortie d'aides auditives et au microphone de référence pour les 4 appareils, pour un bruit masquant industriel, pour plusieurs RSB d'entrée (de 0 dB_A à +9 dB_A) et pour le Bip de recul émis à 85 dB_A. On constate que toutes les aides auditives testées améliorent l'audibilité du Bip de recul par rapport au microphone de référence. Les valeurs de PR les plus fortes sont obtenues pour le programme P2 pour lequel les réducteurs de bruit sont actifs, où il n'y a pas de compression et de MPO. Les valeurs obtenues dans ce cas dépassent les 8 dB préconisés pour une bonne audibilité et cela dès un RSB d'entrée de 0 dB_A. La compression active sur les programmes P3 et P4 qui agit sur la dynamique des niveaux d'entrée, atténue l'émergence de la tonalité. Dans

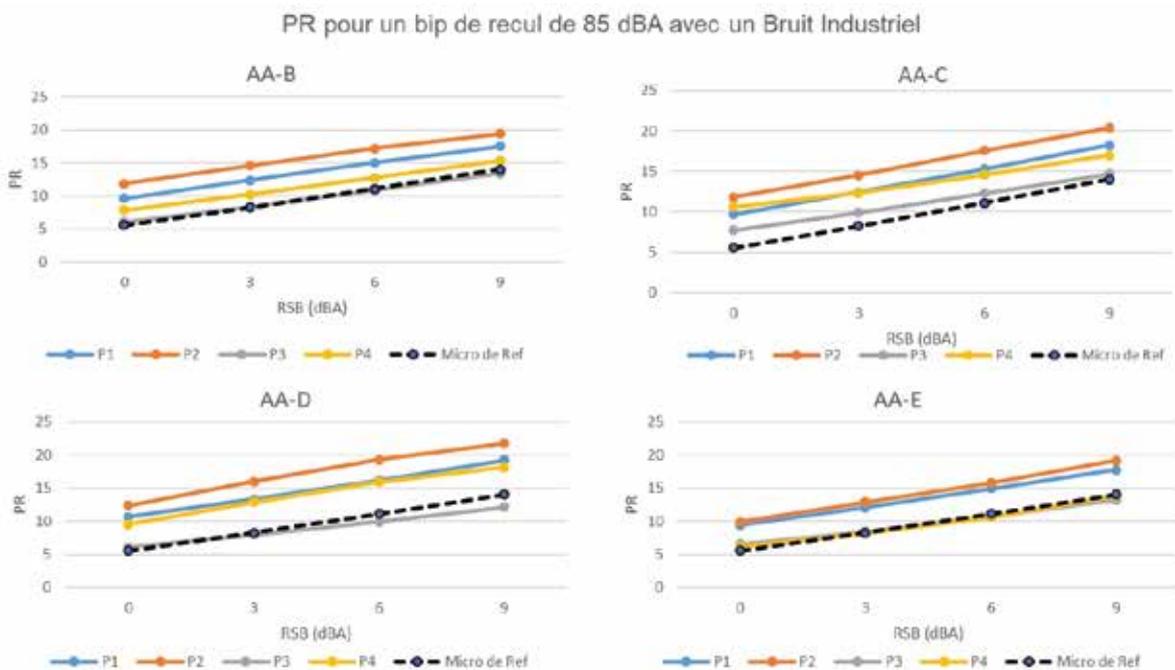


Figure 15 : PR estimés en sortie d'aides auditives et au microphone de référence.

Cochlear™ Remote Check

Une prise en charge de qualité pour les patients, où qu'ils soient

Face aux files actives de patients grandissantes et à la nécessité pour les cliniciens de se concentrer sur les cas cliniques les plus complexes, les alternatives de prise en charge doivent évoluer tout en maintenant des soins de qualité. La crise sanitaire du Covid-19, combinée à l'évolution de la technologie et aux exigences croissantes des patients, a accéléré le déploiement de la télésanté. Et le domaine de l'implant cochléaire ne fait pas exception ! C'est pourquoi, Cochlear élargit sa gamme de solutions connectées afin de répondre à ces besoins changeants.

Zoom sur Cochlear™ Remote Check, une solution de télésanté qui offre une alternative à la prise en charge des patients implantés cochléaires.

Le premier outil pour la surveillance et l'évaluation à distance des patients implantés Cochlear

L'éloignement géographique, l'activité professionnelle, les problèmes de santé ou tout simplement les engagements familiaux, sont autant de raisons qui contraignent les visites au centre de réglage. Pour de nombreux patients, la nécessité de se déplacer peut être remise en question. En effet, une étude a montré que dans plus de 85% des visites de routine, aucun changement de résultats aux évaluations n'a été observé pour les patients¹.

Avec Remote Check, Cochlear propose une solution innovante, flexible et évolutive pour assurer le suivi à distance des patients implantés cochléaires. Il ne s'agit pas de remplacer le suivi au sein du centre d'implantation, mais de proposer une alternative ou un complément aux rendez-vous traditionnels de réglage ou de rééducation lorsque l'équipe soignante le juge nécessaire.

Avec Remote Check, les patients effectuent une série d'évaluations auditives à leur domicile via l'application Nucleus® Smart*, au moment le plus opportun pour eux, et sans se déplacer à l'hôpital. Une fois les évaluations terminées, les résultats sont envoyés de façon sécurisée au clinicien, qui les analyse et décide de la prise en charge la plus adaptée. Si nécessaire, un rendez-vous à l'hôpital est proposé pour compléter les tests.

De quels éléments a-t-on besoin pour utiliser Remote Check ?

Les patients doivent être équipés d'un processeur de son Nucleus® 7 ou Nucleus Kanso® 2 et de l'application Nucleus Smart téléchargée sur leur smartphone Apple ou Android*. De leur côté, les cliniciens ont besoin d'un accès au portail professionnel myCochlear.com nécessitant un simple accès internet.



Les avantages de Remote Check

Introduire un nouveau modèle de suivi à distance permet de satisfaire les besoins

PATIENT

En plus d'apporter un gain de temps parce que le patient ne se déplace pas à l'hôpital, Remote Check c'est aussi :



Remote Check permet de gagner du temps² et d'accéder à des informations en temps réel pour adapter la prise en charge. Par sa simplicité d'utilisation, la confiance et la

Facile d'utilisation

Deux enquêtes internationales, l'une réalisée auprès de patients⁵ et l'autre auprès de cliniciens⁶, a permis de recueillir le retour d'expérience de 66 patients et 50 cliniciens.

LES PATIENTS :

- 80% ont trouvé Remote Check facile à utiliser et plus pratique que les tests à l'hôpital
- 89% étaient susceptibles d'utiliser à nouveau Remote Check
- 85% recommanderaient l'utilisation de Remote Check

Dans une autre étude, 76 % des patients participant ont indiqué que les tests à distance leur permettaient d'économiser du temps et



des patients implantés cochléaires et des professionnels de santé.

CENTRE D'IMPLANTATION

En tant que professionnel de santé, Remote Check c'est :

SONT
NTAGES
MOTE
CK ?

- offrir une flexibilité de prise en charge aux patients
- avoir la possibilité de vérifier les performances auditives du patient, sans rendez-vous à l'hôpital
- être en mesure d'analyser rapidement les résultats, au moment et à l'endroit qui conviennent le mieux
- pouvoir se concentrer sur les patients les plus complexes

satisfaction du patient sont renforcées³. Pour les patients dont l'accès au centre est limité, Remote Check propose d'assurer une continuité du suivi avec des résultats fiables⁴.

On a pu noter une grande satisfaction au regard de ce produit, et la majorité des cliniciens étaient à l'aise à l'idée d'intégrer le suivi à distance dans leur pratique clinique.

LES CLINICIENS :

82% ont trouvé les résultats de Remote Check faciles ou très faciles à analyser¹

95% ont estimé que les informations étaient appropriées pour déterminer si une visite à l'hôpital était nécessaire pour le patient²

81% ont estimé que Remote Check avait une valeur ajoutée aux visites à l'hôpital¹

de l'argent, et 77 % étaient satisfaits d'utiliser des tests à distance pour déterminer la nécessité d'une visite à l'hôpital⁷.

Une prise en charge personnalisée

Remote Check permet au clinicien de personnaliser la série de tests à faire passer à chacun de ses patients.



Une photo du site de l'implant pour vérifier l'irritation ou l'inflammation de la peau.



Un questionnaire en deux parties pour recueillir des informations sur la santé générale, l'ajustement et la qualité sonore du processeur, les activités d'écoute récentes, etc.



Un audiogramme pour mesurer les seuils sur chaque fréquence.



Un test de la parole dans le bruit pour évaluer les performances en présence de bruit de fond.



Une mesure des impédances pour vérifier l'intégrité de l'implant.

En complément des tests réalisés, des informations sont enregistrées via le processeur. Elles concernent le fonctionnement et l'état du processeur ainsi que les données du datalogging.

Actuellement, Remote Check est disponible en 15 langues et utilisé dans 16 pays. 80 centres en Europe proposent ce suivi dans le parcours de soin du patient implanté et plus de 4000 patients en bénéficient.

Ce type d'approche novatrice peut avoir une incidence positive sur l'expérience des patients. Ils deviennent des acteurs plus impliqués dans leur prise en charge et améliorent ainsi leurs performances auditives.⁸

Références

- Howe S, Mawman D. Audit of adult post-implant annual reviews and evaluation of patient-led review. Cochlear implants international. 2015 Jan 1;16(1):3-8.
- Cochlear Limited. Remote Check UK Survey: Patient time and cost. Vision Critical Report 2016
- Cochlear Limited. Remote Check Recipient Evaluation. Final Report 25 February, 2020.
- Maruthurkkara S, Case S and Rottier R Evaluation of Remote Check: A Clinical Tool for Asynchronous Monitoring and Triage of Cochlear Implant Recipients Ear & Hearing 2021
- Cochlear Limited. D1803507 Global Remote Check Pilot Recipient Evaluation. October 2020. n=66 respondents
- Cochlear Limited. D1803506 Global Remote Check Pilot Clinician Evaluation. October 2020
- Maruthurkkara, S., Allen, A., Cullington, H., Muff, J., Arora, K., & Johnson, S. Remote Check Test Battery for Cochlear Implant Recipients: Proof of Concept Study. International Journal of Audiology. April 2021
- Cullington H, Kitterick P, Weal M, et al Feasibility of personalised remote long-term follow up of people with cochlear implants: a randomised control trial. BMJ Open 2018

* Pour plus d'informations sur la compatibilité, rendez-vous sur www.cochlear.com/global/fr/apps/sound-processor-and-app/compatibility.

† N=39 pour cette question

‡ N=36 pour cette question

Les processeurs Nucleus 7 et Kanso 2 sont fabriqués par Cochlear Ltd – Australie. Ce sont des produits de santé DMIA, inscrits sur la LPPR sous les codes : 3497544 et 3499589. Ils portent le marquage CE, organisme notifié CE 0123 – TÜV SÜD. Indications : Surdités neurosensorielles (surdités de perception) bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel. Mentions légales complètes, fiche technique et notice d'utilisation disponibles sur simple demande.

Ce document est destiné aux professionnels de santé. Si vous êtes un patient ou un candidat, consultez votre professionnel de santé pour connaître les traitements possibles en matière de perte auditive. Les résultats peuvent varier et votre professionnel de santé pourra vous indiquer les facteurs susceptibles d'affecter ces résultats. Veuillez toujours consulter les instructions d'utilisation. Tous nos produits ne sont pas disponibles dans tous les pays. Veuillez contacter votre représentant Cochlear local pour plus d'informations sur les produits. Les processeurs Nucleus 7 et Kanso 2 sont compatibles avec les appareils Apple et Android. Pour plus d'informations sur la compatibilité, rendez-vous sur www.cochlear.com/global/fr/apps/sound-processor-and-app/compatibility.

Cochlear, Hear now. And always, Nucleus, Kanso, le logo en forme d'ellipse et les marques accompagnées d'un symbole ® ou ™ sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited.

Apple est une marque d'Apple Inc., déposées aux États-Unis et dans d'autres pays. Android est une marque de commerce de Google LLC.

© Cochlear Limited 2022. D1981894 V1 2022-05



Cochlear[®]
Hear now. And always

ce cas, les valeurs de PR sont les plus faibles. Il est possible d'envisager pour un tel environnement sonore professionnel un MPO ouvert uniquement sur le canal concerné par la fréquence fondamentale du Bip.

4.3 Mesure de l'exposition sonore quotidienne $L_{EX,d}$

Durant notre étude nous avons mesuré le niveau d'exposition quotidien noté $L_{EX,d}$ afin de contrôler le niveau de sortie maximum de l'aide auditive. Le niveau d'exposition sonore quotidien exprimé en dBA correspond au niveau de pression acoustique continu pondéré A intégré sur une journée effective de travail, dont la durée de référence est 8h^[19].

$$L_{EX,8h} = L_{EX,d} = L_{Aeq,T_E} + 10 \cdot \log\left(\frac{T_E}{T_0}\right)$$

Avec T_E : durée totale effective de la journée de travail et T_0 : durée de référence ($T_0 = 8 \text{ heures} = 28\,800 \text{ secondes}$). Dans notre processus de mesure du $L_{EX,d}$ nous avons retenu, après stabilisation des signaux en sortie d'aide auditive et séparation du signal utile du bruit masquant, le niveau de bruit comme niveau de pression acoustique continu pondéré A. Les niveaux de bruit en sortie d'aides auditives sont «ramenés à l'extérieur» en tenant compte de la fonction de transfert inverse de l'oreille externe. Dans notre cas, il s'agit de la fonction de transfert entre le microphone de chaque oreille du mannequin et le microphone de référence (voir figure 16).

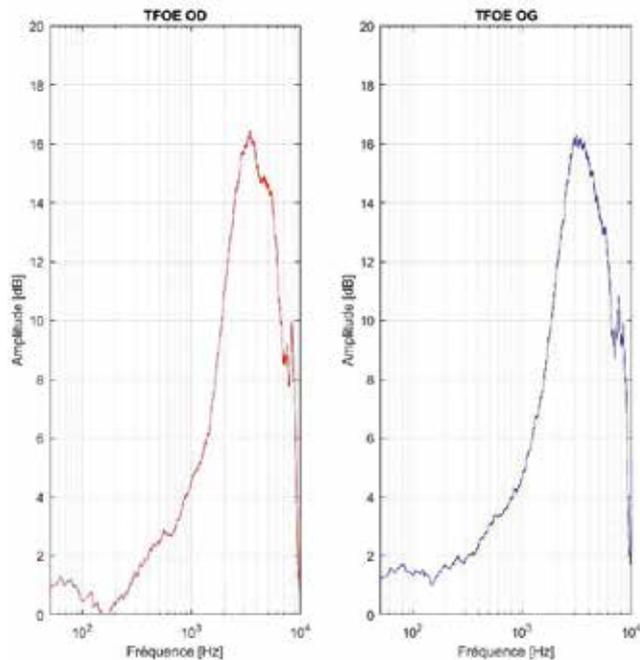


Figure 16 : Module de la fonction de transfert de chaque oreille moyenne du mannequin.

La figure 17 présente les niveaux d'exposition sonore quotidienne obtenus en sortie d'aides auditives pour les 4 marques, les 4 programmes avec un niveau de bruit industriel d'entrée égal à 80 dBA et 85 dBA respectivement. On observe que ces niveaux d'exposition dépassent largement le deuxième seuil d'action de la réglementation pour les deux premiers programmes, voire dépassent 110 dBA pour certaines marques d'appareils. Ces forts niveaux d'exposition peuvent dans ce cas être potentiellement dangereux et détériorer le capital auditif résiduel du malentendant. Dès que la compression est active

et que le niveau de sortie maximal (MPO) est au minimum (programmes P3 et P4), les $L_{EX,d}$ sont ramenés à des niveaux plus faibles légèrement au-dessus de ce seuil. Dans certains cas, le niveau d'exposition se trouve entre les deux premiers seuils d'action (AA-D et AA-E pour un niveau de bruit extérieur égal à 80 dBA et encore AA-E pour 85 dBA) ce qui montre l'efficacité du MPO, de la compression, combinées au réducteur de bruit.

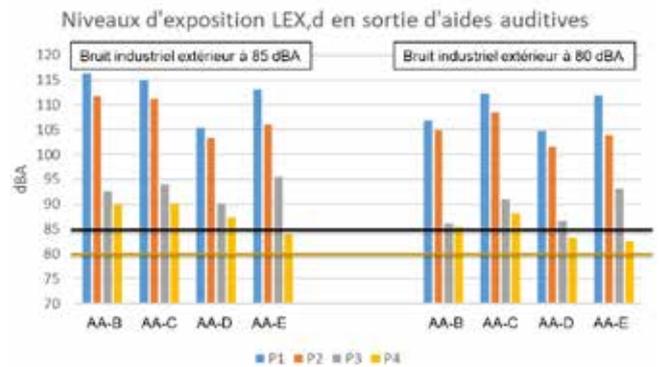


Figure 17 : Niveaux d'exposition sonore quotidienne obtenus en sortie d'aides auditives pour un niveau de bruit industriel d'entrée égal à 85 et 80 dBA respectivement.

4.4 Conclusion

Cette étude montre qu'il est possible de proposer à une personne malentendante appareillée dans un environnement professionnel bruyant des options de réglages lui permettant de conserver une bonne intelligibilité, de percevoir des signaux utiles de danger et d'être protégé des forts niveaux sonores. Les réducteurs de bruits doivent être systématiquement activés, l'embout auriculaire fermé bien positionné pour assurer une bonne étanchéité et une atténuation acoustique. Le MPO doit être réglé à sa plus forte valeur (pas de MPO) sur tout le spectre pour maintenir un bon niveau d'intelligibilité. Dans un environnement fort bruyant, il est fortement conseillé d'activer les réducteurs de bruit et un MPO à sa plus faible valeur (programmes P3 et P4) dans les aides auditives pour réduire le niveau d'exposition sonore et ainsi préserver le capital auditif résiduel du malentendant. Le MPO peut être ouvert uniquement sur le canal concerné par le fondamental du signal de danger à percevoir pour que l'audibilité des signaux utiles soit maximale.

5. PERFORMANCES DES RÉDUCTEURS DE BRUITS IMPULSIONNELS IMPLÉMENTÉS DANS LES AIDES AUDITIVES

Le bruit impulsionnel fait aussi partie des préoccupations majeures des Français en termes de gêne auditive. Il peut nuire à la qualité de vie (insomnie, fatigue, acouphène...). On retrouve ce type de bruit dans notre quotidien : bruit de vaisselle, éclatement d'un ballon de baudruche, claquement d'une porte où il peut atteindre des niveaux sonores entre 100 à 140dB_{SPL}. Ce type de bruit est également fréquent dans le milieu industriel et militaire : les armes à feu, une clé à choc pneumatique dans le secteur automobile ou le marteau piqueur en BTP. Dans ces secteurs, le niveau sonore peut atteindre jusqu'à 155dB_{SPL} à l'entrée du conduit auditif.

Il existe dans les aides auditives des programmes bien spécifiques pour réduire les bruits impulsionnels pour des personnes malentendantes appareillées. L'objectif de ce travail est de mettre la lumière sur l'efficacité de ces options. Pour cela,

nous avons étudié les performances des réducteurs de signaux transitoires proposées par 3 fabricants d'aides auditives de dernière génération existantes sur le marché.

5.1 Dispositif expérimental

5.1.1 Génération du bruit impulsionnel

Afin de tester l'efficacité de ces options, nous avons utilisé un générateur de bruit impulsionnel qui nous permet d'avoir une reproductibilité du signal d'émission (figure 18). Il s'agit d'un canon à impulsion dont le niveau crête ainsi que la forme du signal sont maîtrisés et calibrés. Le principe consiste à éclater une membrane en polyester polyéthylène téréphtalate (PPT) plaquée entre une chambre à compression et l'entrée d'un pavillon exponentiel. Le niveau est acoustiquement amplifié à la sortie de celui-ci. A l'aide d'une aiguille nous pouvons faire exploser cette membrane. Le niveau crête du pic d'impulsion varie en fonction de la pression dans cette chambre. Nous avons choisi un niveau de sortie à 140dB_{SPL} correspondant à un niveau d'éclatement d'un ballon de baudruche.

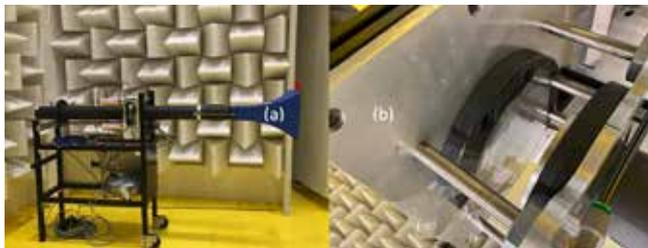


Figure 18 : (a) le dispositif expérimental de génération de bruit impulsionnel et (b) un film en PPT d'épaisseur 0,013 mm.

5.1.2 Programmation des aides auditives et acquisition.

Pour recueillir les signaux traités par les aides auditives, nous avons utilisé le KEMAR. A l'entrée du conduit auditif (figure 19), nous avons placé un microphone de référence, ce qui permet de mesurer le niveau d'émission de l'impulsion. Une aide auditive de type mini contour est placée dans l'oreille gauche avec un embout en silicone. Nous avons placé une autre aide auditive dans l'oreille droite afin de bénéficier de la communication binaurale entre les appareils. Le signal recueilli à droite permet d'estimer uniquement l'atténuation apportée par l'embout. Celui recueilli sur l'oreille gauche permet d'apprécier l'amplification ou l'effet du réducteur de bruit impulsionnel implémenté.



Figure 19 : Acquisition des signaux.

Afin de comparer l'effet de ces réducteurs, nous avons choisi trois fabricants (AA_B, AA_C et AA_D). Tous les appareils ont été programmés avec la même méthode de pré réglage (NAL-NL2). Une directivité microphonique (omnidirectionnel), avec une activation ou non des réducteurs de bruits impulsionnels et une limitation de niveau de

sortie (Maximum Power Output ou MPO) ont été programmés. Le détail de ces programmations est présenté dans le tableau 1.

sortie (Maximum Power Output ou MPO) ont été programmés. Le détail de ces programmations est présenté dans le tableau 1.

Programme	P1	P2	P3	P4	P5
Méthode de pré réglage	NAL-NL2				
Directivité	Omnidirectionnel				
Réducteur du bruit impulsionnel	OFF	ON	OFF	ON	ON
MPO	Limite max	Limite max	Limite min	Limite min	Limite min
Réducteurs des bruits	OFF	OFF	OFF	OFF	ON

Tableau 1 : Les 5 programmes dans les aides auditives.

5.2 Résultats et discussions

La figure 20 montre les signaux temporels recueillis à l'entrée du conduit auditif (courbe noire) qui atteint 140dB_{SPL} crête, à l'oreille gauche (courbe bleue) correspondant au signal traité par l'aide auditive et à l'oreille droite (courbe rouge). Nous rappelons que pour l'oreille droite, l'aide auditive n'est pas insérée dans le conduit auditif, il s'agit d'évaluer ici l'atténuation de l'embout auriculaire.

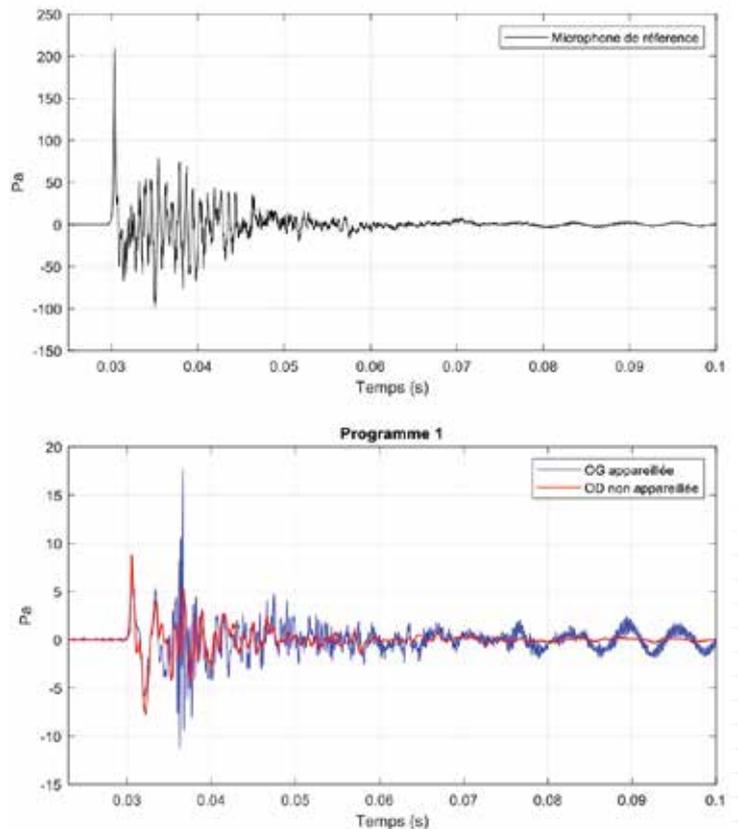


Figure 20 : Signaux temporels en sortie de l'aide auditive AA-B programme 1 (courbe bleue), sur l'OD (courbe rouge), à l'entrée du conduit auditif (courbe noire).

Nous avons normalisé l'amplitude des trois signaux afin de repérer le premier pic d'impulsion avant le traitement par l'aide auditive (figure 21). Nous constatons un écart temporel entre le signal à l'entrée du conduit auditif et celui capté sur l'oreille droite qui correspond à la durée de propagation de l'onde acoustique dans le conduit auditif.

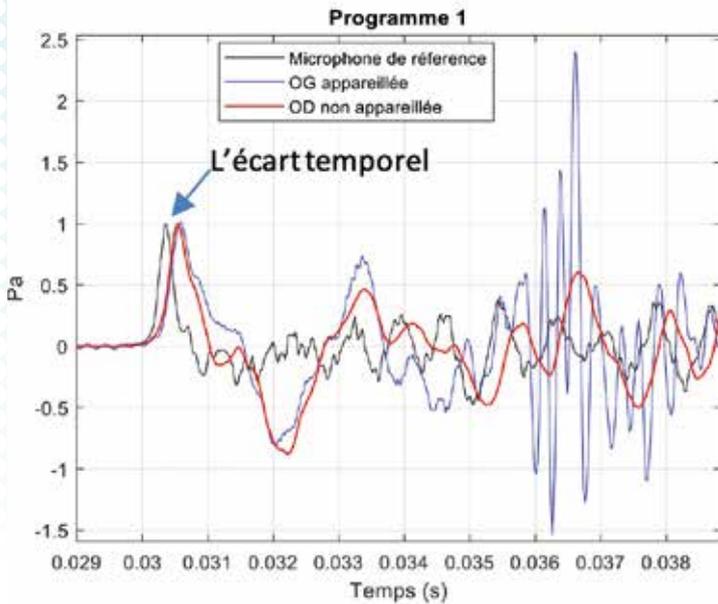


Figure 21 : Les trois courbes normalisées.

Lorsque nous comparons les signaux recueillis sur l'oreille droite et l'oreille gauche, nous constatons qu'une impulsion amplifiée (courbe bleue) émerge avec un certain retard temporel (environ 30 ms). Cette amplification s'explique par le fait que dans le programme 1, l'aide auditive amplifie le signal qu'elle considère comme utile, le réducteur de bruit impulsionnel étant désactivé. Ce délai correspond au retard électronique de traitement de l'aide auditive.

A partir des figures 20 et 21, nous pouvons évaluer l'atténuation apportée par l'embout en silicone : environ 30dB_{SPL}. Cette atténuation est estimée à partir de la différence entre le niveau à l'entrée du conduit (140dB_{SPL}) et la réponse de l'oreille droite (110dB_{SPL}).

D'après le signal de l'oreille gauche (courbe bleue), le bruit impulsionnel suit deux chemins de propagation :

Le premier à travers l'embout (ce qui correspond au premier pic sur lequel nous avons évalué l'atténuation de l'embout), Le deuxième à travers l'aide auditive (deuxième pic ou transitoire retardé électroniquement). L'amplitude de ce pic nous permet d'apprécier, d'évaluer l'efficacité des réducteurs de bruit impulsionnel.

Le figure 22 permet de comparer les signaux temporels en sortie d'aides auditives pour les programmes 1 et 2 chez les trois fabricants avec celui en sortie d'embout. D'après cette figure, nous pouvons constater que l'activation du réducteur de bruit impulsionnel atténue l'amplitude du deuxième pic entre 12 et 14dB pour les deux fabricants AA-B et AA-C.

Pour le fabricant AA-D, nous constatons que même en activant le réducteur de bruit impulsionnel, le transitoire persiste. Selon ce fabricant, « les conditions de notre test (notamment le niveau élevé d'émission de l'impulsion) diffèrent de celles pour lesquelles cet algorithme a été conçu ».

La figure 23 montre les résultats obtenus chez les trois fabricants en utilisant les programmes 3 et 4. Nous constatons le même résultat en termes d'efficacité d'atténuation chez les deux fabricants AA-B et AA-C, à savoir 12 à 13 dB.

A partir de la figure 22 et 23, nous observons l'atténuation du transitoire induite par la limitation de niveau de sortie de chaque appareil entre le programme 1 (réducteur de bruit impulsionnel désactivé, MPO est fixé à sa valeur maximale) et le programme 3 (réducteur de bruit impulsionnel désactivé, MPO est fixé à sa valeur minimale).

Dans le programme 5 (figure 24), en plus du réducteur de bruit impulsionnel, les autres réducteurs (réducteur de bruit de vent, ...) sont activés. Les signaux obtenus en sortie d'aides auditives (courbes bleues) se rapprochent de ceux obtenus à travers l'embout (courbe rouge) pour les deux fabricants AA-B et AA-C. Ceci permet d'apprécier l'effet d'atténuation cumulé des réducteurs sur le bruit impulsionnel et également celui apporté par l'embout seul.

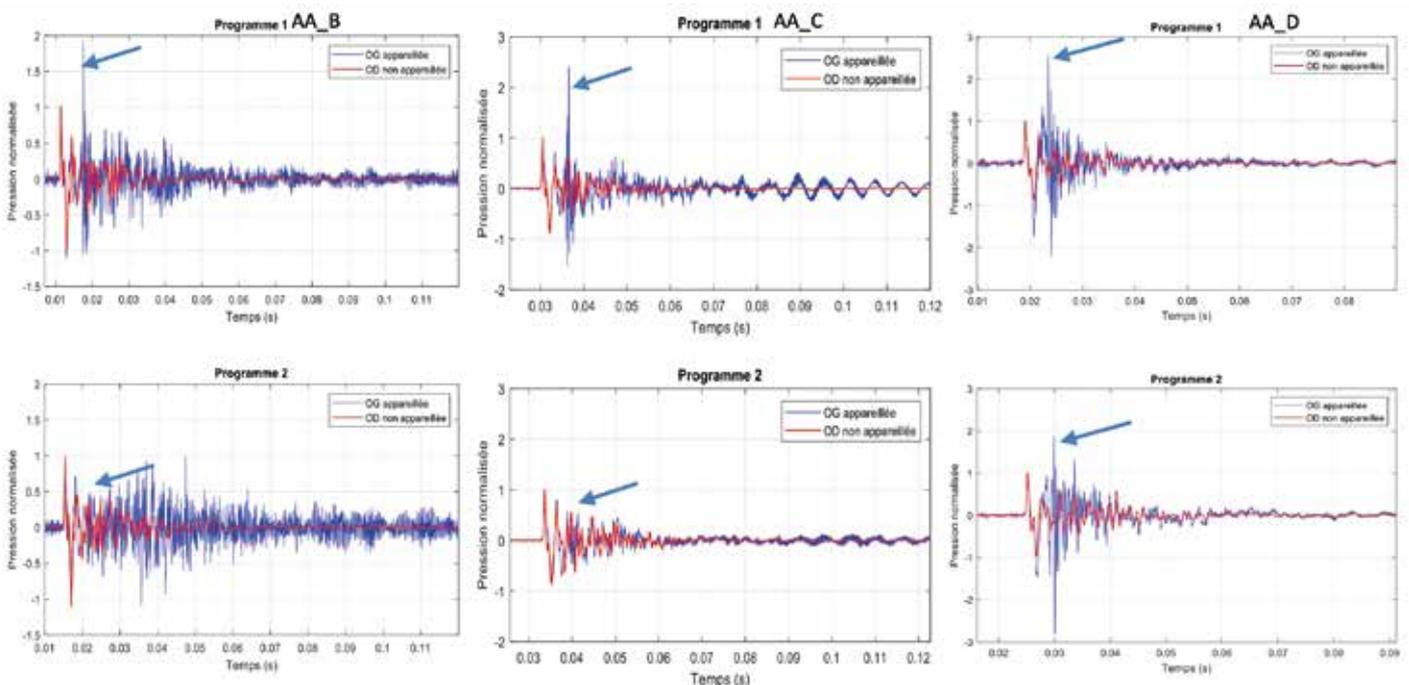


Figure 22 : Signaux temporels obtenus avec les programmes 1 et 2 pour les trois fabricants.



ReSound GN

ReSound ONE

Entendre comme aucun autre

L'utilisation des aides auditives devient aussi naturelle et intuitive que possible grâce à notre philosophie d'audition organique.



Disponible en modèles RIE et BTE (nouveau)

 GN HEARING FRANCE

[PRO.RESOUND.COM](https://pro.resound.com)



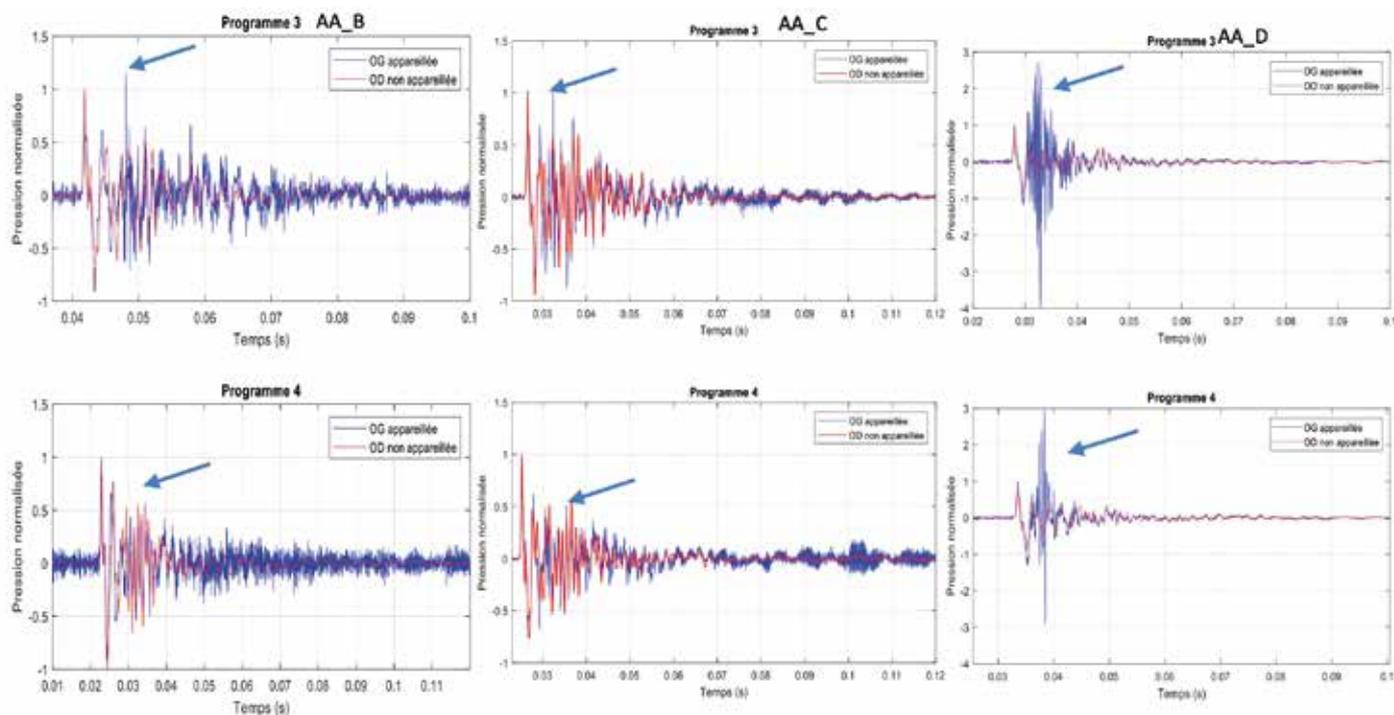


Figure 23 : Signaux temporels obtenus avec les programmes 3 et 4 pour les trois fabricants.

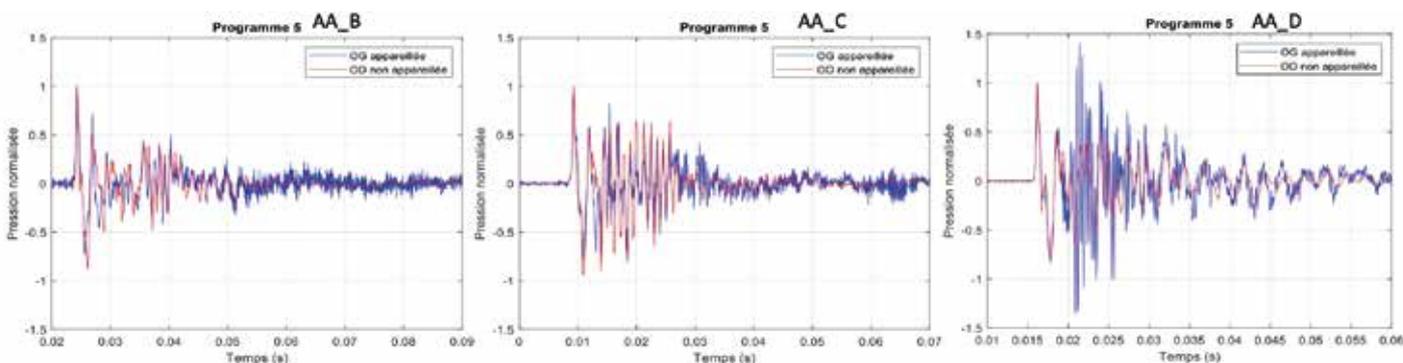


Figure 24 : Signaux temporels obtenus avec le programme 5 pour les trois fabricants.

5.3 Conclusion

Cette étude montre que les réducteurs de bruits impulsionnels agissent efficacement face à une impulsion de fort niveau. Ceci malheureusement n'est pas valable chez tous les fabricants. Il est possible que les niveaux d'impulsion utilisés soient trop élevés pour le fabricant AA-D. Néanmoins, chez les deux premiers fabricants, nous avons obtenu une atténuation de 12 à 14 dB sur le transitoire. Nous travaillons actuellement sur une autre forme de bruit impulsionnel de niveau plus faible (110 dB) afin de tester la robustesse de ces algorithmes pour un panel plus large de fabricants. L'utilisation d'embouts étanches en silicone permet aussi de protéger le malentendant exposé à ce type de bruit.

RÉFÉRENCES

- 1. B. Maillou, J. Ducourneau, *Measuring the performance of the hearing aids adaptive directivity and noise reduction algorithms through SNR values*, eForum Acusticum 2020, 7-11 December 2020
- 2. Articles L4121-1 à L4121-5, *Obligations de l'employeur dans le code de santé et sécurité au travail (Articles L4111-1 à L4831-1)*, août 2016
- 3. Art.1 du décret n° 85-590 du 10 juin 1985 *fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste*
- 4. R. George, V. Davet, *Étude de l'homogénéité du champ acoustique en audiométrie tonale et vocale, mémoire de fin d'étude, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy, 2016*
- 5. M. Chasin, *Slope of PI Function Is Not 10%-per-dB in Noise for All Noises and for All Patients*, *Hear. Rev.*, 20(11), 2013

- 6. S. van Kuyk, W. B. Kleijn, R. C. Hendriks, *An Evaluation of Intrusive Instrumental Intelligibility Metrics*, *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 26(11), pp2153–2166, 2018
- 7. M.R. Schädler, A. Warzybok, B. Kollmeier, *Objective Prediction of Hearing Aid Benefit Across Listener Groups Using Machine Learning: Speech Recognition Performance With Binaural Noise-Reduction Algorithms*. *Trends Hear.*, 2018
- 8. J.M Kates, K.H Arehart, *The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI) Version 2*. *Speech Communication*, 131, pp35–46, 2020
- 9. X. Delerce, *Comprendre et interpréter les mesures faites par Que Choisir*, *Audiologie demain*, Janv 2022
- 10. B. Hagerman et al., *A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise*, *Acta Acustica*, 90(2), pp 356-361, 2004
- 11. G. Naylor et al., *Long-Term Signal-to-Noise Ratio at the Input and Output of Amplitude-Compression Systems*, *J Am Acad Audiol*, 20, pp161–171, 2009
- 12. C. Miller et al., *Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm*, *International, Int J Audiol*, 56(8), pp 568-579, 2017
- 13. N. Bisgaard, M.S. M. G.Vlaming, M. Dahlquist, *Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure*, *Trends in Amplification*, Vol 14(2), 2010
- 14. T. Houtgast, H. Steeneken, S.J. Van Wijngaarden, *Past, present and future of the Speech Transmission Index*, *TNO Human Factors*, 2002
- 15. A. Malrin, J. Ducourneau, P. Chevret, *Characterisation of hearing aids to determine the intelligibility of hearing impaired employees in a noisy working environment*. *EuroNoise*, Madeira, Portugal, 2021
- 16. A. Mulfinger, *Prise en charge audioprothétique des malentendants appareillés travaillant en milieu bruyant – « Application des recommandations de réglages »*, mémoire de fin d'étude, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy, 2021
- 17. *IEC 60268-16: Sound system equipment - Part 16: Objective rating of speech intelligibility by speech transmission index*, 2020
- 18. S. Macdonald, *Siemens Digital Industries Software: Tone-to-Noise Ratio and Prominence Ratio*, disponible sur <https://community.sw.siemens.com/s/article/tone-to-noise-ratio-and-prominence-ratio>, 2020
- 19. *International Organization for Standardization Acoustics, Estimation of noise-induced hearing loss: ISO 1999:2013*. Geneva, Switzerland, 2013

À chacun son métier, le nôtre c'est d'informer

Vous accueillez des personnes sourdes, devenues sourdes ou malentendantes dans votre cabinet. Il est parfois possible qu'elles aient des interrogations particulières (démarches administratives, recherche d'association...) pour lesquelles vous n'avez pas toujours la réponse.

Surdi Info Service – Centre national d'information sur la surdité vous informe gratuitement de manière neutre et fiable que vous exercez en métropole ou en Outre-mer. Votre patientèle ou clientèle peut également nous contacter.

Paroles de pros



“ J'accueille en rendez-vous une personne sourde communiquant en LSF, que puis-je faire pour l'accueillir au mieux ? ”

“ J'ai reçu une personne devenue sourde qui accepte mal sa surdité : existe-t-il des associations de personnes concernées près de chez elle ? Comment trouver un soutien psychologique dédié ? ”

“ J'ai dans ma patientèle une personne devenue malentendante, elle souhaite faire reconnaître son handicap. Qui peut l'accompagner ? ”

Retrouvez-nous sur
www.surdi.info



- 1 **Un site d'informations** composé de plus de 200 articles (associations, appareillage, communication, démarches administratives...) traduits en LSF.
- 2 **Une permanence d'écoute et d'information** joignable du lundi au vendredi apportant une réponse singulière.
- 3 **Une permanence assurée par une psychologue** les vendredis et sur rendez-vous

Avec le soutien de



IMPLANT D'OREILLE MOYENNE ET APLASIE D'OREILLE CHEZ L'ENFANT



Auteur

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

A.N. est né en mai 2008. Il a un retard de langage, des difficultés scolaires et des difficultés de concentration. Le retentissement scolaire motive la consultation d'un service ORL parisien, à l'âge de 5 ans. Sa gêne auditive est liée à une aplasie majeure droite, avec atrésie du méat auditif externe. Par ailleurs, il présente une perte d'audition neurosensorielle gauche faible (25 dB HL). A droite, la perte d'audition est mixte, profonde (perte moyenne de 105 dB HL), avec un rinne de 50 dB. Le weber est latéralisé à droite. L'audiométrie vocale en champ libre révèle un seuil d'intelligibilité à 30 dB Hv.

Devant l'impossibilité d'utiliser un contour d'oreille surpuissant du fait d'une microtie et d'une atrésie du méat auditif, un essai d'appareillage en conduction osseuse de type BAHA sur bandeau a initialement été proposé. Cette solution permet de fermer le rinne audiométrique. Néanmoins, la perte d'audition neurosensorielle associée n'est pas corrigée et un déséquilibre de sonie demeure entre les deux oreilles. Par ailleurs, le système BAHA, monté sur bandeau, n'a pas été accepté par AN, qui le vivait comme un élément de discrimination supplémentaire à l'école. L'essai est donc interrompu.

Entre temps, les résultats de la tomodensitométrie, mettent en évidence une interruption de la branche descendante de l'incus mais la présence d'un stapes hypoplasique.

A 6 ans et demi est posé l'indication de la pose d'un implant d'oreille moyenne Vibrant Sound Bridge (MedEl ©) en complément d'une reconstruction anatomique du pavillon qui sera envisagée lors de son adolescence. Un entretien avec les parents, l'enfant et la psychologue a permis de valider le projet. La 'Floating Mass Transducer' a pu être fixée sur le stapes hypoplasique.

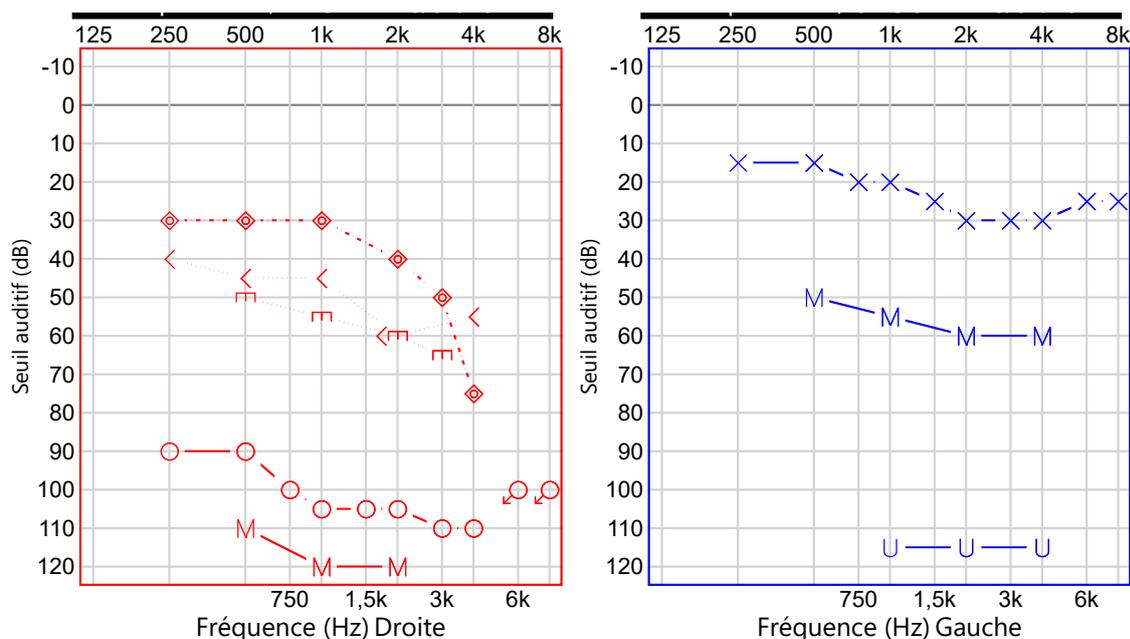


Figure 1 : superposition de l'audiométrie tonale au casque oreilles séparées en son pur pulsé. Recherche des seuils de détection, de confort et d'inconfort. Mesure du Rinne audiométrique à droite en son pur pulsé avec masquage oreille gauche. On notera au-delà du gain fonctionnel important à droite, liée à la fermeture du Rinne et d'une correction de la moitié de la perte d'audition de perception à droite que les seuils de confort mesurés sont comparables à droite et à gauche. Cet équilibre de sonie est indispensable à l'amélioration fonctionnelle générale.

L'activation du processeur Amadé a pu être réalisé 4 semaines après l'opération. La procédure de réglage doit être progressive et tenir compte des réactions de l'enfant. Il est pertinent de prévoir plusieurs rendez-vous afin de permettre à l'enfant de s'approprier ce nouveau dispositif. On évitera notamment les inconforts lors du premier réglage, quitte à avoir un résultat fonctionnel moindre que celui que l'on peut espérer à terme. Il faut l'expliquer aux parents et à l'enfant. Cette stratégie permettra de proposer un gain plus important quand l'enfant et ses parents se seront pleinement familiariser avec ce dispositif médical qui les effraie. L'objectif sera malgré tout d'établir assez rapidement un équilibre de sonie entre les deux oreilles pour un niveau de voix moyen. Cet équilibre doit être atteint assez rapidement afin que l'enfant ne se décourage pas et que des résultats positifs soient perçus. Par ailleurs, les compressions de sortie sont réglées afin d'éviter des inconforts aux sons forts.

Au bout d'un mois, le seuil d'audition droit mesuré en champ libre avec masquage de l'oreille gauche est de 35 dB HL (figure 1) permettant un gain de 65 dB (50dB de réduction de Rinne Rinne + 15 dB de correction de la perte neurosensorielle associée).

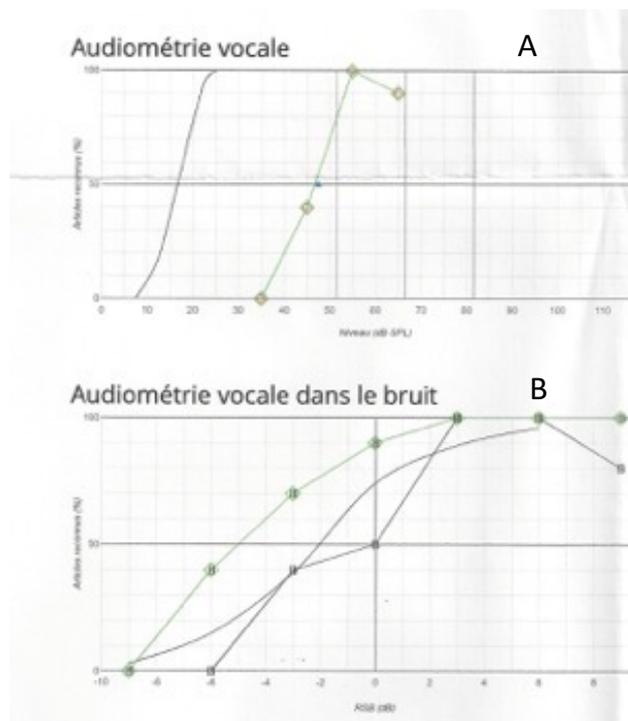


Figure 2 : A. audiométrie vocale en champ libre, listes dissyllabiques de Lafon, voix d'homme réalisée avec le processeur AMADE ® oreille droite, l'oreille gauche étant masquée au casque par un bruit blanc de 60 dB. Le seuil d'intelligibilité est de 30 dB Hv mais un maximum de 100% d'intelligibilité est obtenue dès un niveau de 40 dB Hv. B. audiométrie vocale dans le bruit en champ libre, listes dissyllabiques de Lafon, voix d'homme, avec et sans le processeur AMADE ®. On note une amélioration de la compréhension dans le bruit du fait d'uns stréréo-acousie retrouvée (cercle vert - avec appareil, cercles noirs - sans appareils).

Le réglage des compressions a permis de s'assurer d'une sensation confortable à des niveaux sonores comparables entre l'oreille droite et l'oreille gauche. Cet équilibre à un niveau de voix moyenne ouvre la voie à une meilleure localisation spatiale, une amélioration de la sonie de 6 dB (somme binaurale), d'une amélioration de la compréhension dans le bruit.

L'audiométrie vocale dans le silence révèle un seuil d'intelligibilité à droite avec le processeur Amadé, comparable à celui obtenu avec l'oreille gauche (30 dB Hv). Fait plus intéressant, dès un niveau de voix moyen l'intelligibilité avec le processeur est de 100% (figure 2A).

L'Audiométrie vocale dans le bruit, réalisée à 65 dB SPL met en évidence que cet équilibre de sonie retrouvé permet une amélioration de sa capacité à répéter des mots dans un milieu bruyant, comparable à celui d'un entendant (figure 2B). La diminution de la difficulté de la tâche dans ce type de situation rendu possible par le port du processeur Amadé est de nature à économiser son effort d'écoute dans une situation donnée. Pour tenter de l'objectiver, le questionnaire de qualité de vie. SSQ 'speech spatial and qualities oh hearing scale' a été proposé. Le score obtenu témoigne d'une amélioration de la qualité de vie et de la localisation des sons. Les parents rapportent un enfant moins fatigué après une journée d'école et plus attentif à la maison. Faute de tests cliniques mesurant l'amélioration d'effort d'écoute et la capacité à localiser les sons, le questionnaire est un moyen simple de pouvoir évaluer l'amélioration ressentie par le patient dans sa capacité à localiser les sons et avoir à fournir un effort moindre pour compenser son handicap auditif.

A 12 ans et demi, A.N. a pu bénéficier d'une reconstruction pavillonnaire de type Nagata.

A 14 ans, le processeur Amadé a pu être renouvelé par un processeur plus performant 'Samba 2 High'. Un fait important est que dorénavant les processeurs d'implant d'oreille moyenne bénéficient d'une base de remboursement permettant un reste à charge zéro si le patient bénéficie d'une prise en charge à 100%. Le renouvellement du processeur peut être assuré tous les deux ans si besoin. On fera attention lors du renouvellement à la force de l'aimant qui est systématiquement livré avec la force 3, généralement trop fort. Cela demande à l'audioprothésiste d'avoir des aimants de force différente en stock.

A 14 ans, l'audition gauche semble évoluer. Devant les difficultés nouvelles induites par l'évolution de sa perte d'audition un appareillage de type RIC pourrait être prochainement envisagé. Se posera alors la question de la possibilité d'ajouter un microphone déporté qui devra pouvoir communiquer avec deux dispositifs médicaux de marque différente.

CL : Cette intervention a permis d'allier un temps chirurgical fonctionnel permettant de restituer une écoute binaurale puis d'un temps anatomique de reconstruction chirurgicale du pavillon.

BIBLIOGRAPHIE

- Céliér C, Thierry B, Coudert C, Blanchard M, Loundon N, Garabédian EN, Denoyelle F.
- Results of VSB implantation at the short process of the incus in children with ear atresia. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2017;93:83-87.

WIDEX MOMENT™

LE SON QUI CHANGE TOUT



WIDEX CHARGE n CLEAN LA SOLUTION 3 EN 1



RECHARGE :

Fonction charge rapide. La technologie de recharge par induction haute fréquence utilisée offre un rendement de charge plus élevé, permettant moins d'échauffement de la batterie et donc une plus grande efficacité et une durée de vie améliorée.



DÉSINFECTE

Elimine 99,99% des bactéries. Ce chargeur 3 en 1 intègre un système UV-C LED exploitant 6 LED aux propriétés germicides positionnées au plus près des aides auditives.



DÉSHUMIDIFIE

Technologie double ventilation. L'humidité est un facteur qui peut réduire la durée de vie des aides auditives. Ce chargeur intègre un système de séchage basé sur la technologie double ventilation et un dispositif de chauffage à température contrôlée exclusif.

APPAREILLAGE BIMODAL ADAPTATION SÉQUENTIELLE D'UNE CONDUCTION AÉRIENNE (EN RENOUVELLEMENT) ET D'UN ANCRAGE OSSEUX CONTROLATÉRAL (EN PRIMO ADAPTATION).



Auteur

Jehan GUTLEBEN

Audioprothésiste D.E. à
Mulhouse (68)

Membre du Collège National
d'Audioprothèse

Secrétaire général adjoint
du Syndicat National
d'Audioprothèse

Monsieur FP, informaticien, a 52 ans quand il vient pour la première fois à notre centre auditif en mars 2021. Il présente une aplasie bilatérale, plutôt majeure bien que ses pavillons soient présents. Il est équipé d'un intra-auriculaire à gauche, réalisé chez un confrère, qu'il porte quotidiennement depuis quelques années (il s'agissait à l'époque d'un renouvellement). Le patient est muni d'une prescription ORL qui indique « bon pour un essai d'audioprothèse AdHEAR ».

ANAMNÈSE

La malformation congénitale qui touche ce patient se traduit par une agénésie des conduits auditifs externes et une morphologie altérée des pavillons. Il a bénéficié il y a longtemps d'une intervention chirurgicale en Suisse, dont l'objectif était probablement une reconstruction, mais nous ne disposons pas du compte-rendu.

Un scanner (TDM) réalisé en mai 2013, sur indication d'une « aplasie mineure bilatérale opérée ; ossiculoplasie ? », retrouve bilatéralement des séquelles d'intervention avec une ablation du mur de l'attique. L'absence du marteau à droite, et d'une partie du manche à gauche, est soit malformative soit opératoire. Des deux côtés la pneumatisation de l'oreille moyenne est normale, de même que le tymen et l'oreille interne.

Ses conduits auditifs externes se sont refermés au fil des années. Le conduit gauche permet encore le port d'un intra-auriculaire CIC de puissance moyenne ; à l'otoscopie la conque est petite, de même que le conduit rectiligne d'un peu moins de 2cm qui

se termine sur une paroi osseuse en lieu et place du tympan, avec une ouverture supérieure évoquant une petite cavité d'évidement.

Le patient ne décrit pas d'acouphènes. Il a toujours refusé la proposition d'appareillage par ancrage osseux, pour des raisons liées au risque opératoire, à l'esthétique, et au résultat qu'il jugeait suffisant avec son aide auditive gauche. Néanmoins, il

est désormais favorable à la proposition faite par son ORL pour un essai avec l'AdHEAR de MEDEL.

Son appareil gauche est un STARKEY Muse 1600 CIC 115/50, sans événement, de janvier 2017. La lecture affiche une utilisation moyenne de 14 heures par jour, avec tous les curseurs de gain au maximum ou presque, et une hypoacousie moyenne de transmission non datée (figure 1).

BILAN AUDITIF

Le bilan audiométrique réalisé lors du 1^{er} rendez-vous (figure 2a) montre une perte moyenne bilatérale aux fréquences graves prédominante à droite, et une absence de seuils à partir de 2 kHz. Les seuils d'inconfort sont au-delà de 100 dBHL, et les réponses au test de Weber sont fiables et latéralisées à droite. Le seuil tonal liminaire gauche semble s'être aggravé en comparaison de l'audiométrie lue dans l'aide auditive du



Figure 1

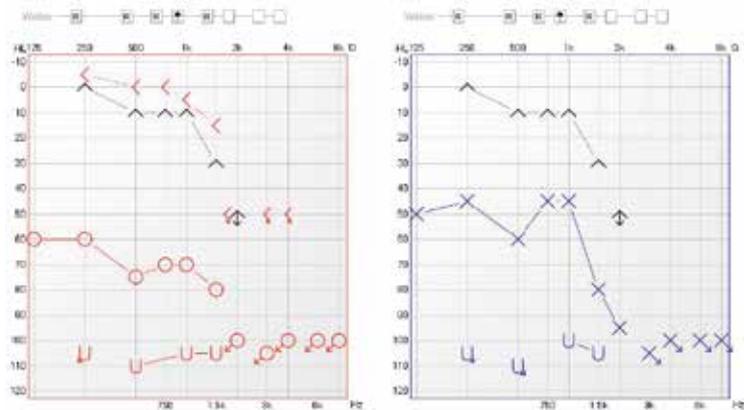


Figure 2a

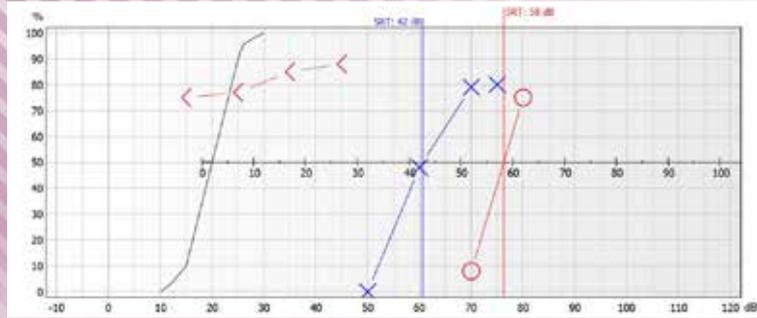


Figure 2b

patient. Le test vocal (figure 2b), réalisé avec des logatomes dissyllabiques de Dodele, donne des scores avec une asymétrie concordante à la tonale (D<G), un maximum de 80% d'intelligibilité en CA, et 75% en CO à droite à faible intensité.

Bien que l'oreille droite n'ait pas été stimulée depuis longtemps (probablement jamais ?), les bons scores vocaux de cette oreille, associés à la latéralisation du Weber, sont en faveur d'un appareillage droit par conduction osseuse, en complément de l'intra-auriculaire gauche. Le score d'intelligibilité en CO à droite est une bonne surprise, car l'intégrité de l'oreille interne révélée par le scanner de 2013 ne permettait pas de présager d'un tel niveau d'intelligibilité malgré la zone inerte cochléaire au-delà de 2 kHz.

ADAPTATION PROTHÉTIQUE

Conformément à la prescription et en accord avec le patient, un appareil AdHEAR de MEDEL est adapté en mars 2021 pour un essai prothétique. Il s'agit d'un vibreur mastoïdien maintenu par des consommables adhésifs spécifiques. L'implantation capillaire du patient, assez proche de son pavillon, laisse peu de latitude pour le positionnement de l'adhésif : il est placé en bas de la mastoïde, proche du pavillon. L'audiométrie en CO mesurée via l'aide auditive retrouve les très bons seuils aux fréquences graves, et l'absence de perception aux aigües. A la première mise en marche, le ressenti du patient est immédiat et positif : l'impression d'entendre « en stéréo » le rend enthousiaste pour la suite, tout comme le seuil prothétique tonal obtenu (figure 3).

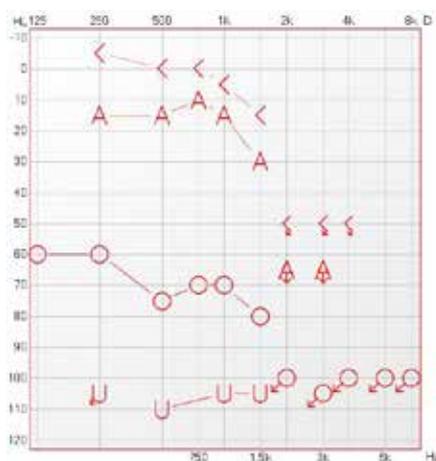


Figure 3

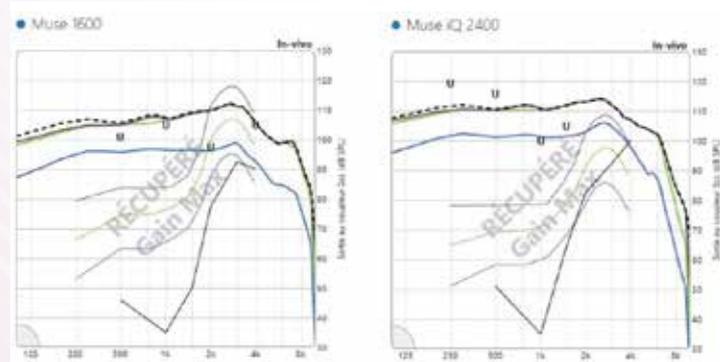


Figure 4

Néanmoins, après 10 jours d'essai le patient décide de restituer l'appareil : l'absence totale de remboursement à ce moment-là (l'Assurance Maladie a depuis accordé la prise en charge), et la contrainte liée aux consommables, en contrepartie des bons résultats auditifs en vie quotidienne, le conduisent à reconsidérer son rejet initial d'une opération pour un pilier transcutané. Après avoir répondu à ses questions liées aux aides auditives correspondantes, nous lui conseillons de revoir son ORL pour évaluer le bénéfice / risque opératoire.

L'intervention, prévue en juillet, est finalement repoussée de quelques mois en raison de la crise sanitaire de Covid 19. Ce laps de temps ne décourage pas le patient, témoignant de sa détermination. Il souhaite mettre à profit cette attente pour renouveler son intra-auriculaire gauche dont il est assez dépendant, et dont la garantie est échu. Sa morphologie ne lui permet malheureusement pas de bénéficier de l'intra-auriculaire rechargeable qu'il envisage. La seule solution répondant à ses souhaits et ses besoins reste un intra CIC, mais permettant de délivrer un gain maximal un peu plus élevé : le choix se porte sur un STARKEY Muse iQ2400 CIC, sans événement, offrant environ 5 dB SPL de niveau de sortie supplémentaire (figure 4). L'audiométrie in situ via ce nouvel intra montre un seuil tonal gauche un peu meilleur que celui mesuré au casque en mars, mais moins bon que celui relevé dans l'ancien appareil. Hormis une coque initialement source de larsen (nécessitant une refonte), l'adaptation n'a posé aucune difficulté particulière, aboutissant comme prévu à un réglage permettant une réserve de gain suffisante pour réduire la saturation aux niveaux élevés.

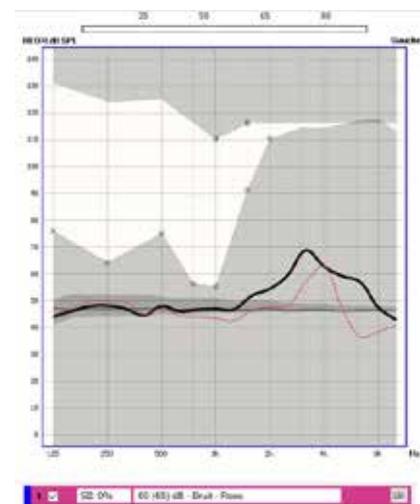


Figure 5

L'anatomie particulière du conduit auditif induit des repères inhabituels aux mesures REM : la résonance REOR avec appareil éteint affiche un effet d'occlusion bien inférieur à celui attendu pour un intra CIC sans événement (figure 5).

En janvier 2022, l'ostéointégration de l'implant mastoïdien à l'oreille droite est jugée définitive, permettant l'installation d'un Ponto 4 Pro de OTICON MEDICAL. Là aussi, l'adaptation n'a posé aucune difficulté pour ce patient jeune, qui apprécie de pouvoir connecter son nouvel appareil avec son smartphone. Le positionnement du pilier et le coloris du boîtier permettent une esthétique acceptable. L'audiométrie in situ réalisée via le Ponto 4 Pro fixé sur le pilier mastoïdien révèle assez peu d'écart en comparaison de celle réalisée via le AdHEAR testé initialement figure 6).

RÉSULTAT PROTHÉTIQUE

Le seuil prothétique tonal oreilles séparées (figure 7 a) objective la nette réduction de l'asymétrie que le patient connaissant depuis de nombreuses années. Le score d'intelligibilité avec l'appareillage bimodal (figure 7 b) atteint 97% à un niveau élevé, 91% à niveau moyen, et 65% à niveau faible, avec des logatomes dissyllabiques de Dodele. Le seuil d'intelligibilité vocale dans le bruit, mesuré avec les deux appareils, atteint 1,3 dB de RSB dès la 2^{ème} liste au test Frasimat (figure 7 c).

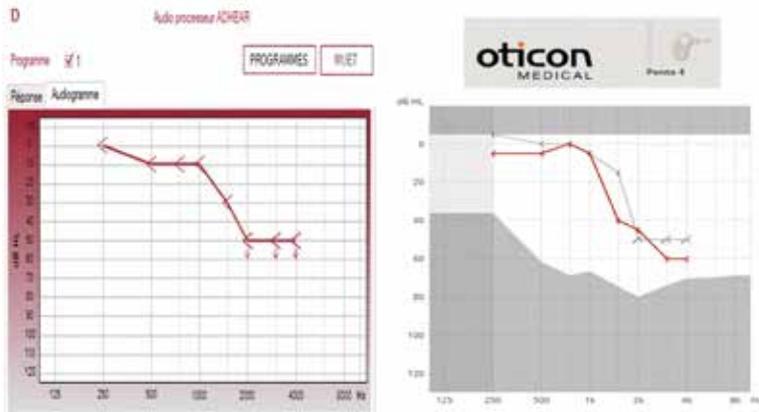


Figure 6

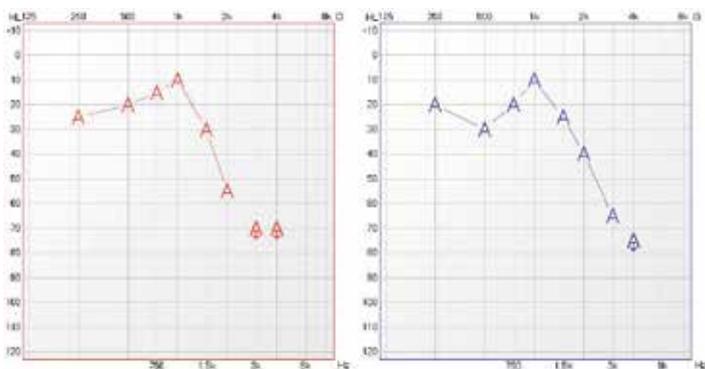


Figure 7a

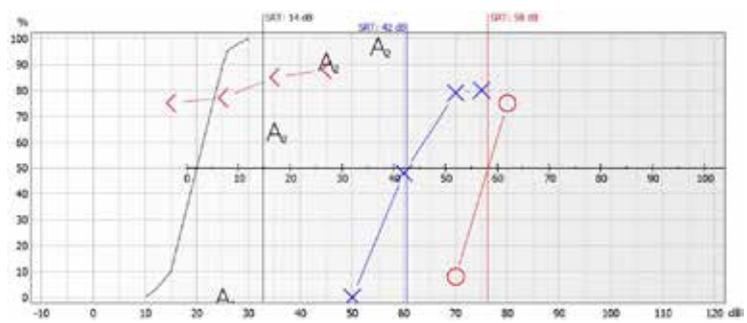


Figure 7b

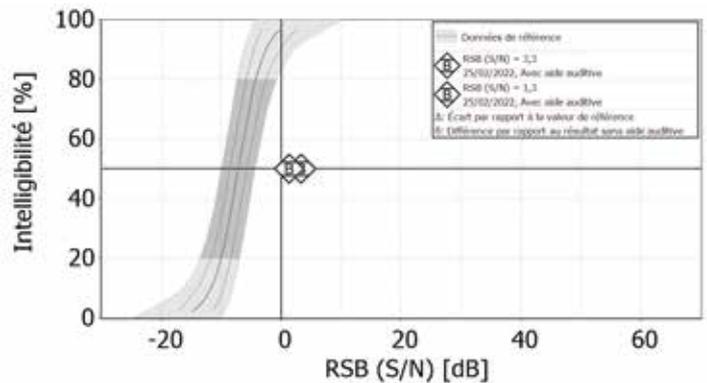


Figure 7c

Après deux mois d'appareillage bimodal, le patient déclare une nette satisfaction, avec une utilisation quotidienne et continue. Il ressent une meilleure capacité à participer aux conversations dans le bruit. L'autonomie de la pile 312 à droite et 10 à gauche est équivalente : environ une semaine. Néanmoins, des limites persistent encore dans sa capacité à localiser la provenance des voix : il attribue ses erreurs de localisation (généralement à gauche au lieu de droit) à sa longue expérience d'un appareillage monaural gauche. Le suivi prothétique permettra peut-être d'y remédier, mais il est probable que l'absence de perception des hautes fréquences contraigne durablement le rétablissement de ses capacités de localisation. Enfin, il précise aussi avoir adopté une nouvelle coiffure, pour améliorer la discrétion de son appareillage mastoïdien.

L'objectif était d'optimiser la réhabilitation auditive, en fonction des contraintes morphologiques, et de l'acceptation esthétique par le patient. L'étiologie et les antécédents conduisant à une forte part transmissionnelle avec asymétrie, le bilan audiométrique classique s'en trouve compliqué.

Le test de Weber couplé à la vocale en CO sont ici les éléments clés du bilan d'orientation. La longue durée de privation sensorielle de l'oreille droite n'a pas du tout contraint l'adaptation, ni sur le plan vocal, ni pour la tolérance aux bruits forts.

A gauche, la morphologie du conduit rend le calibrage du casque audiométrique d'autant plus approximatif, et les mesures REM incertaines (placement de la sonde ?) : la validation prothétique se base principalement sur les mesures en champ libre et le ressenti subjectif exprimé par le patient.

VERS UNE UNIVERSITARISATION DU DIPLÔME D'ÉTAT D'AUDIOPROTHÈSE



Auteur

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

L'inspection générale des affaires sociales (IGAS) a reçu en 2021 un ordre de mission du ministère des solidarités et de la Santé et du ministère de l'Enseignement Supérieur, de la recherche et de l'innovation. Le Collège National d'Audioprothèse a été consulté. Un rapport a été rendu et analyse la question des tensions sur le marché du travail des audioprothésistes et l'intérêt de préciser leurs compétences et leurs règles professionnelles dans des textes réglementaires. Il pointe la formalisation insuffisante des parcours de soins et plaide notamment pour l'expérimentation d'un protocole adapté pour les personnes âgées dépendantes ayant un déficit de mobilité.

Le rapport appelle à une évolution rapide de la formation des ORL et des audioprothésistes. Les ajustements de la formation des ORL devraient prioritairement viser à renforcer l'attractivité de la pratique médicale de l'ORL en créant notamment au sein du Diplôme d'études spécialisées (DES) un parcours centré sur l'audiologie et les explorations fonctionnelles ainsi qu'une Formation spécifique transversale (FST) en audio-vestibulométrie.

S'agissant de la formation des audioprothésistes, dont la maquette n'a pas connu d'évolution depuis vingt ans, la réingénierie du diplôme d'État est désormais urgente. Elle devrait aller de pair avec la reconnaissance du grade de licence, le développement d'une offre de masters spécialisés et le renforcement des mutualisations et des passerelles avec les autres formations paramédicales. Le rapport recommande également l'assouplissement des modalités de réalisation des stages et l'harmonisation à l'échelle nationale des critères d'agrément des maîtres de stage. Afin de tempérer le recours aux formations semi-présentielles en Espagne qui, quoique conforme au droit européen, a pris une extension considérable, et pour faire face à la demande d'audioprothésistes sur le marché, le rapport préconise une augmentation du nombre de diplômés en France. Cela passe par un relèvement significatif du quota de places ouvertes à l'entrée des écoles, de l'ordre de 150 à 200 places, en accompagnant les universités souhaitant ouvrir de nouvelles formations initiales, et par le développement des différents dispositifs de la formation continue (pour les salariés).

Un calendrier des différentes actions à mener a été établi. Le Collège National d'Audioprothèse sera force de propositions.

3.2 UNE RÉINGÉNIERIE NÉCESSAIRE DE LA FORMATION DES AUDIOPROTHÉSISTES

3.2.1 Une formation professionnalisante dont la maquette n'a pas connu d'évolution depuis 2001

[171] La formation conduisant au Diplôme d'État d'audioprothésiste, créée en 1967, est régie par l'annexe au décret du 10 juillet 200198. Celui-ci met l'accent sur les connaissances scientifiques et sur le caractère professionnalisant de la formation, dont la durée a été portée de deux à trois ans en 2001. Il prévoit 860 heures d'enseignements théoriques et de travaux pratiques et dirigés (en mathématiques, informatique, physique, audiologie et otologie, audioprothèse, sciences humaines et sociales, linguistique et phonétique, gestion et comptabilité⁹⁹), 48 semaines de stages dans un centre d'audioprothèse, un service hospitalier (stage d'observation) et chez un fabricant – soit les deux-tiers du volume horaire total – ainsi que la rédaction d'un mémoire en fin de troisième année.

3.2.2 Une réingénierie reportée à plusieurs reprises et réclamée par l'ensemble des acteurs

[172] Tous les professionnels et les responsables de formation rencontrés par la mission ont insisté sur la nécessité de procéder très vite à la réingénierie de la formation d'audioprothésiste. Il convient, en effet, d'adapter le cadre réglementaire fixé par la maquette de 2001, désormais considéré comme caduc par l'ensemble des acteurs, à l'évolution de la profession et des technologies dans le domaine des aides auditives. Si les écoles ont introduit progressivement de nouveaux contenus, elles ne peuvent guère aller plus loin aujourd'hui sans modifier la structure et l'économie générale de la formation

16	Préciser par décret les compétences respectives des audioprothésistes et des assistants audioprothésistes	2	DGOS	2022
17	Prendre un décret en Conseil d'État fixant les règles professionnelles des audioprothésistes	2	DGOS	2022/2023

n°	Recommandation	Priorité	Autorité responsable	Échéance
Thème 3 : Formation				
21	Renforcer l'attractivité de la pratique médicale de l'ORL en créant au sein du DES un parcours centré sur l'audiologie et les explorations fonctionnelles ainsi qu'une FST en audio-vestibulométrie	2	DGESIP/DGOS	Rentrée universitaire 2022
22	Développer une filière médicale en ORL <i>via</i> la création de postes de post-internat et d'enseignants-chercheurs spécialisés en audiologie	2	DGRH/DGESIP/DGOS	2023
23	Engager les travaux de réingénierie du diplôme d'État d'audioprothésiste sur la base d'un référentiel d'activité et de compétences	1	DGESIP/DGOS	1 ^{er} semestre 2022
24	Achever l'universitarisation de la formation des audioprothésistes en permettant au diplôme d'État de conférer le grade de licence et en développant une offre de masters spécialisés	1	DGESIP/DGOS Universités	2022
25	Développer des formations communes aux audioprothésistes et à d'autres professions paramédicales ainsi que des passerelles permettant à des étudiants inscrits dans des filières scientifiques d'intégrer la 2 ^{ème} année d'études d'audioprothésiste et à des étudiants en audioprothèse de poursuivre en école d'ingénieur ou en 1 ^{er} cycle d'études de santé	2	DGESIP/DGOS Universités	Rentrée universitaire 2022
26	Adapter les modalités de réalisation des stages prévus dans le cadre de la formation des audioprothésistes et harmoniser à l'échelle nationale les critères d'agrément des maîtres de stage	1	DGESIP/DGOS	1 ^{er} semestre 2022
27	Définir au niveau national des critères en matière de mesures compensatoires et constituer au niveau régional une liste unique de maîtres de stage	3	DGESIP/DGOS	2022
28	Procéder à un relèvement temporaire du quota de 150 à 200 places en accompagnant les universités qui souhaitent ouvrir de nouvelles formations	1	DGESIP/DGOS	1 ^{er} semestre 2022
29	Sécuriser et développer l'accès au diplôme d'État d'audioprothésiste par la voie de l'apprentissage	2	DGESIP/DGOS/ DGEFP	1 ^{er} semestre 2022
30	Développer la formation continue pour les salariés qui souhaitent accéder au diplôme d'État d'audioprothésiste et ajuster en conséquence le quota de places ouvertes en formation initiale	1	DGESIP/DGOS/ DGEFP	1 ^{er} semestre 2022

– les adaptations auxquelles elles ont procédé conduisant, par ailleurs, à des écarts susceptibles de remettre en cause l'effectivité du caractère national du diplôme.

[173] Une première tentative de réingénierie est intervenue en 2011-2012 mais n'a pas abouti, pour des raisons apparemment liées à la charge de travail des administrations concernées. Les auteurs du rapport conjoint IGAS-IGAENR sur l'universitarisation des formations paramédicales considéraient ainsi en 2017 qu'il était urgent d'achever la réingénierie des professions paramédicales – parmi lesquelles l'audioprothèse – et de les inscrire dans le schéma licence-master-doctorat¹⁰¹. De même, le rapport Le Boulter mentionnait en 2018 « la relance des travaux de réingénierie et l'actualisation des référentiels de formation » comme le premier des douze chantiers prioritaires identifiés par la mission sur l'universitarisation des formations paramédicales¹⁰².

[174] Il apparaît désormais nécessaire d'engager au plus vite ce travail de réingénierie. Le ministère chargé de la santé doit élaborer tout d'abord, en concertation avec les professionnels du secteur, un référentiel d'activité et de compétences qui pourrait prendre appui sur la réflexion menée en 2011-2012 en intégrant les évolutions liées à la mise en place du 100 % Santé,

à l'arrêté du 14 novembre 2018 et à la nouvelle convention entre les organisations professionnelles en audioprothèse et les organismes financeurs du système de santé. Le ministère de l'enseignement supérieur, de la recherche et de l'innovation (MESRI) pourra alors procéder à la rédaction du référentiel de formation, qui devrait entrer en vigueur à la rentrée 2022, après validation par les instances compétentes.

[175] La refonte de la formation conduisant au diplôme d'État doit permettre de répondre à plusieurs enjeux : l'actualisation des connaissances et compétences attendues à l'issue de la formation, en tenant compte de l'évolution des technologies et en introduisant certaines compétences transversales, parfois déjà intégrées par les écoles au contenu de leur formation ; leur harmonisation, afin de garantir que tous les audioprothésistes disposent d'un même niveau de qualification (chaque école pouvant par ailleurs proposer des parcours d'approfondissement spécifiques en fonction de son environnement hospitalo-universitaire) ; la possibilité pour le diplôme d'État de conférer le grade de licence, comme c'est le cas aujourd'hui pour le certificat de capacité d'orthoptiste ; le décloisonnement de la formation et le développement de mutualisations avec les autres formations paramédicales ; une meilleure répartition des stages au cours de l'année, afin

d'optimiser les capacités d'accueil ; l'ouverture, enfin, d'une voie d'accès au diplôme dans le cadre de la formation continue.

Recommandation n°23 Engager les travaux de réingénierie du diplôme d'État d'audioprothésiste sur la base d'un référentiel d'activité et de compétences

3.2.3 L'absence de véritable filière universitaire dans le domaine de l'audioprothèse

3.2.3.1 La nécessaire reconnaissance du grade de licence

[176] Cette réingénierie ouvrirait, en premier lieu, la voie à la reconnaissance du grade de licence, laquelle serait cohérente avec la durée de la formation et l'évolution des autres formations paramédicales.

Tableau 8 : Durée des études et grade conféré par les formations paramédicales

	Durée d'études	Grade
Orthophonistes	5 ans	Master
Kinésithérapeutes	5 ans	Master
Infirmiers	3 ans	Licence
Orthoptistes	3 ans	Licence
Ergothérapeutes	3 ans	Licence
Psychomotriciens	3 ans	Aucun
Audioprothésistes	3 ans	Aucun
Opticiens-lunetiers	2 ans	Aucun
Podo-orthésistes	2 ans	Aucun

Source : Mission

[177] Elle répondrait aux attentes des directeurs d'écoles et des doyens des composantes auxquelles celles-ci sont rattachées, dont certains ont déjà engagé une réflexion sur l'intégration du diplôme d'État dans le schéma LMD103. Elle permettrait de créer une véritable filière universitaire ouvrant de nouvelles perspectives aux diplômés en audioprothèse et facilitant pour certains d'entre eux une poursuite en master voire en doctorat. Il conviendrait pour cela d'augmenter le volume horaire des enseignements théoriques (il été déjà été porté à 944 heures à Lyon, 1 058 heures à Nancy et 1 335 heures à Cahors) sans remettre en cause le caractère professionnalisant de la formation, de généraliser la délivrance de crédits ECTS104, déjà effective dans certaines écoles, et de mettre en place une session de rattrapage.

3.2.3.2 La création souhaitable de masters spécialisés

[178] La reconnaissance du grade de licence faciliterait la poursuite d'études en master là où le diplôme actuel, sans équivalence universitaire ni perspectives de poursuite d'études clairement identifiées, constitue une impasse pour les audioprothésistes attirés par la recherche. Un seul master existe, en effet, aujourd'hui dans le domaine de l'audioprothèse – le master « Prothèses neurosensorielles » de l'Université de Montpellier, qui s'adresse à des audioprothésistes, des orthophonistes et des médecins et forme notamment au réglage d'implants. Plusieurs diplômes d'université (DU) et diplômes interuniversitaires (DIU) sont, par ailleurs, ouverts aux audioprothésistes qui souhaitent approfondir les connaissances acquises au cours de leur formation et se spécialiser dans des domaines non couverts par celle-ci.

[179] La poursuite en master concernerait un nombre réduit d'étudiants, la plupart visant une insertion professionnelle à bac+3. Elle n'en revêt pas moins, au-delà de la reconnaissance

du caractère universitaire de la formation d'audioprothésiste, une réelle importance aux yeux des professionnels et des responsables de formation. Ces derniers considèrent, en effet, que le cursus en trois ans, s'il permet d'assurer l'appareillage et le suivi de la plupart des patients atteints de presbycusie, ne prépare pas suffisamment à la prise en charge de certains publics, en particulier les enfants et les personnes âgées dépendantes, de certaines pathologies (acouphènes, surdités complexes, etc.) ou de certains actes (réglage des implants cochléaires). L'expertise développée dans ces différents domaines par certains audioprothésistes, parfois titulaires d'un master voire d'un doctorat et qui contribuent à l'activité des CHU et à la formation dans les écoles, ne fait pas aujourd'hui l'objet d'une reconnaissance formelle et n'apparaît pas suffisamment valorisée.

[180] Les représentants de la profession, les responsables de formation et les ORL plaident en conséquence pour la création d'un nombre limité de masters, le cas échéant cohabilités entre plusieurs universités, dans des domaines aujourd'hui abordés dans le cadre de DU (explorations fonctionnelles, audiologie pédiatrique, prothèses implantables). Ces formations, qui seraient ouvertes à des médecins, à des orthophonistes voire à d'autres professions paramédicales, répondraient à des besoins de santé non couverts aujourd'hui de façon pleinement satisfaisante et permettraient aux audioprothésistes qui le souhaitent de se spécialiser sans allonger la durée d'études pour l'ensemble de la profession. Elles contribueraient également à développer une culture commune entre les différents professionnels intervenant dans le domaine de l'audition. Complémentaires du développement de la filière « audiophonologie » en ORL, elles permettraient enfin de mieux couvrir les besoins de formation en créant un vivier d'enseignants-chercheurs, de développer l'audiologie en France et de relancer la recherche et l'innovation dans le domaine de l'audioprothèse¹⁰⁵.

[181] L'obtention du grade de licence pourrait, par ailleurs, ouvrir d'autres perspectives de poursuite d'études aux titulaires du diplôme d'État, comme c'est déjà le cas à Lyon, où le partenariat avec l'école d'ingénieurs Polytech Lyon permet à des étudiants en audioprothèse de valider un double cursus d'audioprothésiste-ingénieur en cinq ans, voire de s'engager dans la préparation d'un doctorat.

3.2.3.3 Des mutualisations et des passerelles aujourd'hui limitées avec les autres formations paramédicales

[182] Le développement de formations communes aux audioprothésistes et à d'autres spécialités paramédicales serait de nature à favoriser la pluridisciplinarité au niveau du parcours de soin, jugée nécessaire par de nombreux interlocuteurs de la mission. Il permettrait de sensibiliser les futurs professionnels à l'intérêt d'une prise en charge globale du patient. La création à Lyon et à Bordeaux d'instituts dédiés aux sciences et techniques de la réadaptation, qui regroupent plusieurs filières paramédicales et se situent à l'interface de plusieurs champs disciplinaires, apparaît ainsi propice à la définition d'une politique de formation commune et à l'émergence d'une activité de recherche propre au domaine de la réadaptation.

[183] Ce décloisonnement peut revêtir deux formes. La première consisterait à renforcer, dans le cadre actuel de la préparation au diplôme d'État, les enseignements communs et les mutualisations avec d'autres formations, notamment celle

des orthophonistes, qui fait une large place aux questions liées à l'audition. Une prise en charge conjointe avec ces derniers des cas de presbycusie peut, en effet, améliorer les résultats de l'appareillage auditif (développement de la lecture labiale, éducation au port et à l'usage de l'audioprothèse, etc.). Il serait intéressant, à cet égard, d'inclure dans la formation des ORL, des audioprothésistes et des orthophonistes un module élaboré par les représentants des trois professions et dédié à l'intérêt thérapeutique et aux modalités concrètes d'une prise en charge coordonnée des patients malentendants.

[184] La seconde réside dans l'intégration de la formation d'audioprothésiste au sein d'une mention de licence de type « Sciences pour la Santé », comprenant plusieurs parcours permettant chacun d'obtenir le diplôme d'État ou le certificat de capacités correspondant à la profession visée. L'Université Toulouse 3 Paul Sabatier, dont dépend l'école de Cahors, s'est ainsi engagée à la rentrée 2021 dans une expérimentation d'une durée de cinq ans visant à mutualiser le socle universitaire de plusieurs formations paramédicales inscrites dans le champ de la rééducation-réadaptation, des soins et du médico-technique, sans modifier les conditions d'accès aux formations concernées et en garantissant le respect de leurs référentiels de compétences.

[185] Plusieurs directeurs d'écoles et responsables de composantes ont fait part à la mission de leur intérêt pour cette expérimentation et de leur intention de travailler à leur tour à une intégration du diplôme d'État d'audioprothésiste au sein d'une licence ouverte à d'autres formations paramédicales. Certains ont déjà engagé une réflexion en ce sens, dont la mise en œuvre a été suspendue en raison de la charge de travail liée à la réforme de l'accès aux études de santé. C'est ainsi le cas à Rennes ou à Rouen, où les travaux menés au sein de l'UFR santé dans le cadre de l'expérimentation pour l'évolution des études paramédicales ont permis d'identifier des matières socles qui pourraient être mutualisées en fonction des plannings des différentes formations.

[186] Le décloisonnement de la formation passe également par le développement des passerelles avec d'autres filières, comme le prévoit la loi du 24 juillet 2019 relative à l'organisation et à la transformation du système de santé. Il conviendrait ainsi, d'une part, de diversifier le vivier de recrutement des futurs audioprothésistes en donnant à des étudiants inscrits en études de santé, paramédicales ou dans d'autres filières scientifiques (licences du domaine « Sciences et techniques », écoles d'ingénieur intégrées, etc.) et ayant validé au moins 60 ECTS la possibilité d'intégrer directement la deuxième année de préparation au DE d'audioprothésiste¹⁰⁶ ; d'autre part d'ouvrir aux étudiants en audioprothèse de nouvelles perspectives de poursuite d'études en développant comme à Lyon des partenariats avec des écoles d'ingénieurs et en rendant effectives les dispositions du décret du 4 novembre 2019, qui permet aux étudiants ayant déjà validé au moins 60 crédits ECTS dans une formation de trois années minimum conduisant à un titre ou à un DE d'auxiliaire médical d'accéder directement au premier cycle des études de santé.

3.2.3.4 Une évolution souhaitable du calendrier et de l'organisation des stages

[187] La réingénierie de la formation d'audioprothésiste permettrait enfin d'assouplir le calendrier des stages, jugé trop rigide par l'ensemble des responsables de formation. Le texte

de 2001 impose, en effet, d'effectuer celui de dix semaines dans un service hospitalier et celui de 16 semaines dans un centre d'audioprothèse respectivement en fin de première et de deuxième année, après dispensation des enseignements théoriques et pratiques. Or, les terrains de stages, notamment en CHU, ne sont pas suffisamment nombreux pour accueillir tous les étudiants au même moment. La tension est d'autant plus forte qu'ils sont inégalement répartis sur le territoire et qu'aux stages prévus dans le cadre de la préparation au DE s'ajoutent ceux imposés aux titulaires d'un diplôme étranger qui déposent une demande d'autorisation d'exercice en France. Un étalement des stages, qui pourraient être effectués à différentes périodes de l'année, et le cas échéant la possibilité d'effectuer une partie de celui réalisé aujourd'hui en milieu hospitalier dans un cabinet d'ORL équipé du matériel nécessaire et présentant un niveau d'activité suffisant dans le domaine de l'audition permettraient d'éviter la saturation des terrains de stage, qui risque d'entraîner une dégradation des conditions d'accueil et limite de facto le nombre d'étudiants susceptibles d'être formés.

[188] Chaque école établit, par ailleurs, sa propre liste de maîtres de stage, selon des critères qui lui sont propres et qui se répartissent en deux catégories : les critères officiels d'éligibilité au statut de maître de stage (durée d'exercice de la profession, nombre de centres entre lesquels se répartit l'activité de l'audioprothésiste, etc.) et ceux, non officiels, liés à l'appartenance à tel réseau ou telle enseigne d'audioprothèse. Là où certaines écoles proposent des terrains de stage représentatifs de l'ensemble de la profession, d'autres privilégient au contraire certains réseaux, au motif qu'ils répondraient à une conception plus exigeante de la profession. Deux des trois organisations représentatives des entreprises de distribution d'audioprothèse, le SYNEA et le SYNAM, dénoncent cette dernière pratique et réclament l'adoption de règles nationales et transparentes en matière d'agrément des maîtres de stage.

[189] La mission, si elle n'est pas favorable à la constitution, réclamée par certains, d'une liste nationale des maîtres de stage, qui contreviendrait au principe de subsidiarité et à l'autonomie des universités, juge toutefois souhaitable, dans un souci de clarté et d'égalité de traitement entre les candidats, que les critères de sélection et d'évaluation de ces derniers soient harmonisés à l'échelle nationale et que les trois organisations représentatives de la profession soient admises à siéger dans les commissions d'agrément, de façon à garantir qu'aucun acteur du secteur de l'audioprothèse ne soit exclu a priori des listes de maîtres de stage.

Recommandation n°26 Adapter les modalités de réalisation des stages prévus dans le cadre de la formation des audioprothésistes et harmoniser à l'échelle nationale les critères d'agrément des maîtres de stage

L'absence d'audiologiste, une singularité française.

La plupart des pays du monde, notamment les États-Unis, le Canada ou le Royaume-Uni et dans l'Union européenne l'Allemagne, la Belgique ou les Pays-Bas disposent d'une profession d'audiologistes qui est ancrée au cœur de la filière auditive.

Le rôle de ces professionnels est variable selon les pays, mais en général il est à mi-chemin entre celui d'ORL médical spécialisé dans les troubles de l'audition et de l'équilibre, d'audioprothésiste et parfois d'orthophoniste. Les ORL sont

alors, en général, spécialisés dans la chirurgie et les autres pathologies que l'audition.

En Amérique du Nord, l'audiologiste est défini au Québec comme « un expert de l'audition et du système vestibulaire. Il possède des connaissances notamment en anatomie, physiologie, neurologie, linguistique, psychologie, fonction auditive et vestibulaire ainsi que de leurs troubles. Il travaille auprès des personnes de tous âges, des nouveau-nés aux aînés ». Aux États-Unis, il y a environ 15 000 audiologistes, formés en sept ans, qui sont des médecins spécialisés dans le diagnostic, le traitement et le suivi des troubles de l'audition et de l'équilibre ; ils prescrivent, vendent et règlent aussi les aides auditives. Au Royaume-Uni, l'audiologiste (hearing aid audiologist) est un médecin qui évalue l'audition et les troubles de l'équilibre, prescrit des aides auditives et fournit des soins post-appareillage.

Dans l'Union européenne, l'audiologiste recouvre, par exemple en Belgique, l'audiologue qui exécute, en collaboration avec un médecin ORL, la partie technique de l'évaluation de l'audition et de l'équilibre, à l'aide de tests psycho-acoustiques et électrophysiologiques et peut aussi intervenir dans la prévention de traumatismes sonores, la protection de l'audition et participer à des programmes de dépistage de la surdité, par exemple chez les nouveau-nés, et l'audicien qui, principalement en centre auditif, et comme les audioprothésistes en France, pratique la correction de la fonction auditive déficiente grâce à des dispositifs mécaniques, électroacoustiques et électroniques. Les audiologistes néerlandais sont, pour leur part, des ingénieurs dans le domaine de l'acoustique qui se spécialisent dans le domaine de l'audition. En pratique, les audiologistes diplômés dans les autres pays européens ne peuvent pas exercer leur profession en France.

Il existe, en France des partisans de l'institution d'audiologistes. Un consensus tacite existe toutefois manifestement pour ne pas ouvrir de nouveau un débat qui serait source de conflits au sein de la profession d'ORL.

NOTES

98. Décret n°2001-620 du 10 juillet 2001 relatif au programme d'enseignement, à l'organisation du stage en audioprothèse et aux épreuves de l'examen en vue du diplôme d'État d'audioprothésiste.
99. Les enseignements d'audiologie portent en première année sur l'anatomie et la physiologie, l'examen otoscopique, la mesure et la pathologie de l'audition et la pathologie de l'oreille externe, moyenne et interne, en deuxième année sur la psychologie et la psychopathologie de l'adulte et de l'enfant, le vieillissement, les différentes solutions thérapeutiques (réparatrices, prothétiques, rééducatives) et en troisième année sur les pathologies complexes et associées ainsi que sur les aspects socio-économiques et médicaux de la surdité. Ceux consacrés à l'audioprothèse incluent en première année l'étude des différents types de prothèses auditives, des implants d'oreille moyenne, des embouts auriculaires et des systèmes d'aide à la communication, en deuxième année le bilan

d'orientation, le choix, le contrôle d'efficacité et l'éducation prothétiques et en troisième année l'évaluation de la compensation, l'historique des méthodes d'appareillage, la jonction prothèse-conduit auditif externe, les mesures d'efficacité de contrôle audio-prothétique et l'appareillage de l'enfant.

101. Pour une meilleure intégration des formations paramédicales à l'université : mise en œuvre des mesures 5, 6 et 13 de la Grande conférence de santé, p. 9.
102. Bilan intermédiaire de la concertation et propositions d'orientation de la mission « Universitarisation des formations paramédicales et de maïeutique », Rapport à Madame la ministre des solidarités et de la santé et à Madame la ministre de l'enseignement supérieur, de la recherche et de l'innovation, février 2018, p.7.
103. Ces réflexions rejoignent celles développées dans le rapport d'information déposé en juin 2021 devant la commission des affaires sociales de l'Assemblée nationale par la députée Annie Chapelier en conclusion des travaux de la mission sur la formation des professions paramédicales, qui recommande de « conférer le grade de licence à l'ensemble des formations de niveau bac+3 [afin de] de reconnaître aux diplômés de la formation d'audioprothésiste, de prothésiste-orthésiste et de pédicure-podologue le grade de licence ».
104. L'European Credit Transfer and Accumulation System (ECTS), développé depuis 1998 dans le cadre du processus de Bologne et de la création d'un espace européen de l'enseignement supérieur, permet d'attribuer des crédits capitalisables et transférables à chacune des unités d'enseignement qui composent une formation, afin de faciliter la mobilité des étudiants et la reconnaissance mutuelle des diplômes délivrés par les États membres de l'Union européenne.
105. Le rapport Le Boulter préconisait ainsi « renforcer l'articulation des cursus universitaires et paramédicaux pour faciliter les poursuites ou les reprises d'études au niveau master voire doctorat pour les étudiants et professionnels de ces filières » (Op. cit., p. 7). Ce point figurait déjà au programme de l'universitarisation des formations de santé initiée en 2018. Un groupe de travail constitué en mars 2018 devait produire dans un délai de trois mois un rapport sur « l'offre de master pouvant s'articuler aux diplômes d'État et permettre une poursuite d'études pour les étudiants qui le souhaitent ».
106. L'arrêté du 22 octobre 2021 modifiant l'arrêté du 4 novembre 2019 relatif à l'accès aux formations de médecine, de pharmacie, d'odontologie et de maïeutique prévoit ainsi que les étudiants qui ont validé une première année d'un PASS ou d'une LAS mais qui ne poursuivent pas en deuxième année d'une filière MMOP « peuvent être admis dans une formation d'une durée de trois ans minimum conduisant à la délivrance de diplômes permettant l'exercice des professions d'auxiliaire médical [...] à l'exception de la profession de masseur-kinésithérapeute ».



EVOLUTION DE LA PLATEFORME AX : AX UPGRADE

La nouvelle technologie AX développée par Signia, est la première plateforme, et la seule encore aujourd'hui, à gérer indépendamment le signal utile du reste de l'environnement sonore. Grâce à ses deux unités de traitement distinctes, AX sépare la parole du bruit afin de les traiter, les amplifier et les comprimer différemment dans deux flux sonores indépendants. Le résultat pour le patient est un signal de parole plus clair, plus naturel, plus contrasté par rapport à l'environnement qui reste, quant à lui, bien localisé et perceptible.

Auteur

Mikaël MÉNARD

Responsable de formation et d'application

Cette nouvelle approche s'est accompagnée de multiples innovations afin de permettre un double traitement précis et efficace. Parmi celles-ci, on retrouve une amélioration du débit et de la latence de notre protocole de communication entre les appareils (e2e 4.0), permettant une localisation plus précise des différents éléments sonores tout autour du porteur ainsi qu'une dynamique d'entrée des convertisseurs analogiques/numériques étendue à 117 dB, pour une captation du signal plus claire et contrastée.

Associée à ces innovations audiologiques, la nouvelle plateforme prend également en charge le streaming direct Mfi (iOS) et ASHA (Android) avec un traitement indépendant, pour un son du streaming par Bluetooth™ encore plus clair.

Depuis le lancement de cette nouvelle plateforme, de nombreuses études sont venues confirmer ses performances exceptionnelles.

Jensen et al, en 2021 ^[1], ont montré que **80% des personnes appareillées qui ont comparé leurs appareils habituels à des appareils AX, ont préféré AX!** Et ce, avec leur audioprothésiste habituel et la même procédure d'adaptation.

Dans cette même étude, les auteurs ont montré une atténuation du bruit plus performante que les générations précédentes avec un contraste entre parole et bruit augmenté de **+3,9 dB de RSB** avec la technologie AX, permettant une meilleure compréhension en milieu bruyant.

Kuk et al, en 2022 ^[2], ont quant à eux mis en lumière le fait que le traitement de AX permet d'**augmenter le niveau de bruit acceptable par le patient de 2,9 dB (Tolerable noise level)**, réduisant par la même l'effort d'écoute en milieu bruyant.

C'est cette même technologie AX qui a, cette année, été primée aux CES innovation Awards !

La plateforme AX constitue un formidable socle afin de mettre en place et de développer de futures et nouvelles innovations. Le traitement différencié de la parole et du bruit mais aussi du Bluetooth nous permet d'envisager les évolutions de demain suivant 3 grands axes. Et c'est précisément dans ces 3 directions que se présentent les nouveautés disponibles avec AX Upgrade !

À travers une mise à jour logicielle des appareils, ce sont 3 innovations qui vont être gratuitement mises à disposition des audioprothésistes et des patients afin d'améliorer encore les performances des appareils AX. Ces 3 nouveautés s'organisent de telle sorte qu'elles améliorent à la fois la perception de la parole, mais aussi la gestion du bruit et l'utilisation du Bluetooth® des appareils. Trois innovations qui tirent parti du traitement par flux mis à disposition avec AX.

1. OVP 2.0

Le système OVP (Own Voice Processing), exclusivité Signia depuis 2016, permet d'adapter l'amplification de l'appareil lorsque la propre voix du patient est détectée. L'objectif étant de réduire la gêne pouvant être ressentie par certains patients appareillés sur la perception de leur propre voix.

L'efficacité de ce système pour gérer l'autophonation active a été prouvée et mesurée à travers de nombreuses études et mémoires.

Powers et al. en 2018, ont réalisé une étude ^[3] portant sur 21 patients en primo appareillage, qui a montré que le système

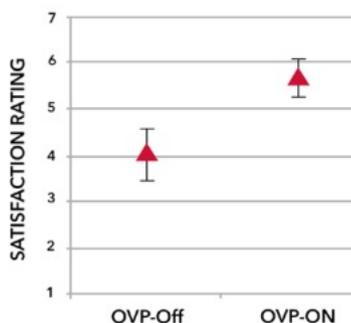


Figure 1 : Moyenne de la satisfaction sur la qualité de la perception de leur propre voix obtenue pour 21 patients avec et sans OVP.
(1 = très insatisfait ; 4 = neutre ; 7 = très satisfait).

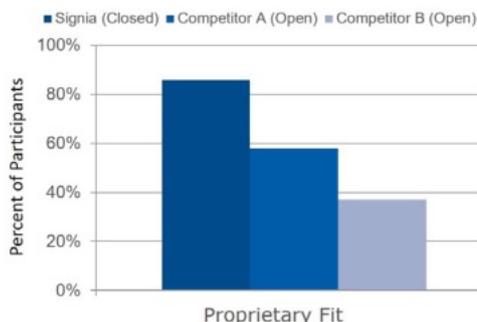


Figure 2 : Pourcentage des patients satisfaits de la perception de leur propre voix pour un appareillage Signia avec OVP activé en adaptation fermée et pour 2 autres appareillages de différentes marques mais en adaptation ouverte. La formule de pré réglage fabricant a été sélectionnée pour chacun des appareillages.

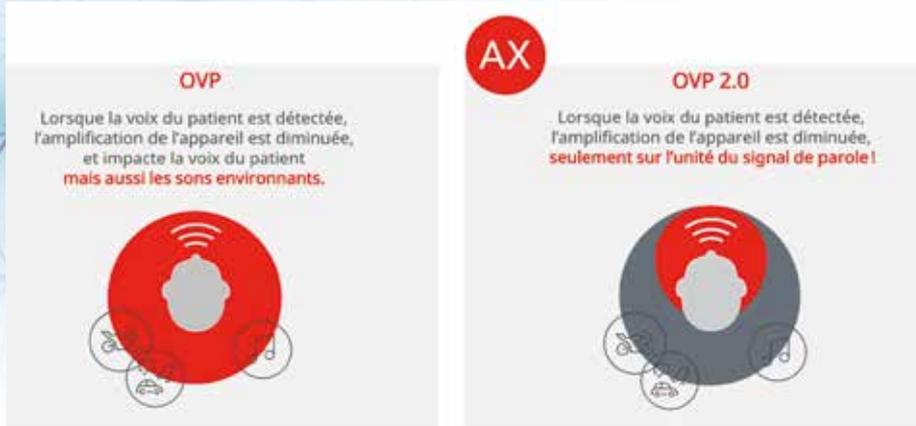


Figure 3 : A gauche, visualisation de l'action du système OVP. La réduction de gain s'applique sur la voix du patient quand celle-ci est reconnue mais aussi pendant cette période sur les sons environnants. Avec OVP 2.0 à droite, seule la voix du patient est alors réduite et les sons environnants restent inchangés.

OVP accroît significativement la satisfaction des patients quant à la perception de leur propre voix [Figure 1].

Dans cette même étude, une comparaison a été réalisée entre un appareillage fermé avec OVP et l'appareillage ouvert avec deux autres produits concurrents. La satisfaction des patients concernant la perception de leur propre voix est, comme on peut le voir sur la figure 2, bien supérieure avec le système OVP enclenché.

Grâce à la technologie AX et ses deux unités de traitement, le système OVP évolue. OVP 2.0 agit désormais uniquement sur l'unité en charge de la parole afin d'apporter une perception agréable de la propre voix tout en conservant une stabilité des sons environnants. Avec cette nouvelle évolution l'environnement du patient n'est donc plus affecté par l'action de ce système et seule la propre voix du patient sera réduite afin de limiter la gêne et d'améliorer l'acceptation de l'appareillage du patient [Figure 3].

2. AUTO ECHOSHIELD

Les réverbérations présentes dans un lieu ou une pièce sont des indices essentiels pour évaluer acoustiquement l'environnement dans lequel on se trouve. Ce sont ces indices qui nous permettent de différencier un hall de gare, d'une église ou notre chambre à coucher de notre salle de bain.

Malheureusement, et même si elles sont porteuses d'informations, ces réverbérations peuvent parfois dégrader la compréhension de parole ainsi que la qualité d'écoute.

Acoustiquement, ces réverbérations ont des caractéristiques particulières, différentes du signal source [Figure 4].

Le premier élément auquel nous pensons instantanément est le décalage dans le temps. Le trajet parcouru par cette réverbération étant plus long que celui de la source, il nous arrive avec un léger décalage dans le temps (augmenté fortement, ce délai fait passer cette réverbération pour un écho).

Du fait de ce trajet plus long, l'onde sonore perd en énergie et nous parvient donc avec un niveau plus faible que le signal source.

Enfin, toujours lié à ces réflexions, la réverbération nous parvient d'une direction différente au signal source.

La compression des aides auditives conventionnelles a pour but d'amplifier plus fortement les sons faibles que les sons moyens ou forts. En cela, l'amplification des appareils auditifs aura

donc tendance à plus amplifier les réverbérations et à les surreprésenter pour le porteur d'aides auditives. C'est pourquoi les environnements réverbérants peuvent représenter un véritable challenge pour les malentendants appareillés.

Le nouveau système Auto EchoShield analyse en permanence l'environnement sonore du patient afin d'identifier si la situation présente des réverbérations. Dans le cas d'un environnement réverbérant, le système réduit alors automatiquement une partie de celles-ci. Srinivasan et al ont en effet montré en 2017 ^[4], dans le cas de patients présentant une perte

d'audition, que les réverbérations précoces ne gênaient pas la compréhension et permettaient, au contraire, de conserver une bonne perception de l'environnement dans lequel se trouve le patient alors que les réverbérations tardives, elles, dégradent la compréhension sans pour autant améliorer l'identification de la scène.

C'est pourquoi le système Auto EchoShield atténue, dans le cas d'environnements réverbérants, seulement les réverbérations tardives afin de conserver des indices pour une perception naturelle de la situation tout en éliminant les réverbérations gênant la compréhension et la qualité d'écoute.

Avec cette nouvelle fonctionnalité, les appareils AX permettent de manière automatique de bénéficier d'une meilleure compréhension de parole dans les environnements réverbérants, réputés difficiles pour les porteurs d'aides auditives tout en conservant une bonne perception de l'environnement qui reste naturel et identifiable sans gêner la compréhension.



Figure 4 : Trajet des ondes acoustiques dans un environnement réverbérant. En rouge le signal source qui suit le trajet le plus court entre la source (HP) et la personne. En bleu, une réverbération « précoce » qui suit un trajet plus long et arrive donc à la personne avec un léger décalage dans le temps, une perte légère d'intensité et une direction différente. En gris une réverbération « tardive », qui suit un trajet beaucoup plus long et arrive donc à la personne avec un retard plus long, une perte d'énergie plus importante et une direction différente.

3. HANDS FREE FOR IOS

Depuis plusieurs années maintenant, les appareils auditifs ont la capacité, via le protocole Bluetooth LE, de se connecter aux smartphones avec une consommation réduite et de proposer ainsi aux porteurs de pouvoir écouter leurs musiques ou encore de profiter d'une conversation téléphonique directement dans leurs aides auditives avec une amplification adaptée à leur audition.

Cependant, lors d'un appel téléphonique, le patient est contraint de parler dans son smartphone pour que son interlocuteur puisse l'entendre, monopolisant alors une main pour tenir le smartphone proche de la bouche.

Dorénavant, le nouveau système *HandsFree for iOS* permet de capter la propre voix du patient directement par les microphones des aides auditives lors d'une conversation téléphonique. Les appareils auditifs sont alors utilisés comme un véritable kit main libre bénéficiant d'une amplification adaptée à la perte d'audition de l'utilisateur. Ce nouveau système est compatible aujourd'hui avec les smartphones iPhone à partir de la version 11.

L'utilisation des aides auditives est donc rendue plus simple avec son smartphone, pour plus de confort lors des conversations téléphoniques.

Ces 3 nouvelles fonctionnalités sont disponibles par simple mise à jour des appareils auditifs AX, directement via le logiciel de réglage Connexx avec la version 9.7. De nouvelles fonctionnalités pour encore plus de satisfaction, de performances et de confort pour les utilisateurs.

RÉFÉRENCES

- [1] *Enhancing Real-World Listening and Quality of Life with New Split-Processing Technology* - Niels Søgaard Jensen, MSc, Leanne Powers, AuD, Sascha Haag, MBA, Philippe Lantin, AuD, Erik Harry Høydal, *AudiologyOnline* Sept 2021
- [2] *Measuring the effect of adaptive directionality and split processing on noise acceptance at multiple input levels* - Francis Kuk, Christopher Slugocki, Neal Davis-Ruperto & Petri Korhonen, *International Journal of Audiology*, Jan 2022
- [3] *Clinical Study Shows Significant Benefit of Own Voice Processing* - Thomas Power, Matthias Froehlich, Eric Branda, Jennifer Weber, *Hearing Review*. 2018;25(2):30-34.
- [4] *The role of early and late reflections on spatial release from masking : Effects of age and hearing loss* - TNirmal Kumar Srinivasan, Meghan Stansell, Frederick J. Gallun, *JASA*. March.2017.



“ Pour mon installation j'ai trouvé la bonne enseigne la mienne ”

François Leliépault

Audioprothésiste indépendant à Vire (14)

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

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



AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION



Rejoignez-nous !

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

> Acceptation sous réserve de conformité à la charte qualité Dyapason

ReSound GN

CONNAISSEZ-VOUS BIEN VOS GAMMES GN RESOUND ?

ReSound propose une variété de chargeurs pour ses aides auditives. ReSound propose des solutions rechargeables avec charge inductive leur offrant une grande autonomie pour permettre à vos clients de se déplacer comme bon leur semble.

CHARGEURS CORRESPONDANT AUX DIFFÉRENTES GAMMES RESOUND



Chargeur premium pour :
ReSound ONE - RIE,
ReSound LiNX Quattro - RIE
- avec des inserts différents en
fonction des gammes.



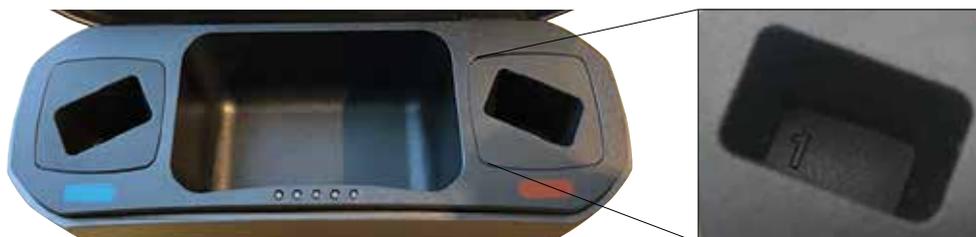
Chargeur standard pour :
ReSound ONE - RIE



Chargeur de bureau pour :
ReSound ONE - BTE
- avec des inserts différents en
fonction des contours (77/88).

COMMENT VOIR LA DIFFÉRENCE ENTRE LES CHARGEURS PREMIUM/CHARGEURS DE BUREAU ?

Regardez à l'intérieur pour voir le numéro qui correspond à la gamme spécifique d'aides auditives ReSound.



ReSound ONE™ RIE a le numéro 1 écrit dans l'insert.

ReSound ONE™ BTE (77) a le numéro 70 écrit dans l'insert et le Power BTE (88) a le numéro 80 écrit dans l'insert.

ReSound LiNX Quattro™ RIE a le numéro 3 écrit dans l'insert.

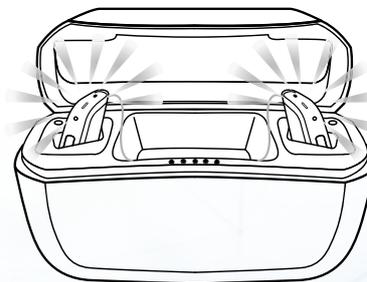
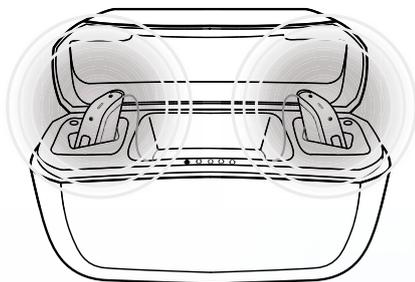
Caractéristiques des chargeurs

	ReSound ONE				ReSound LiNX Quattro
	Chargeur Premium	Chargeur Standard	Chargeur de bureau	Chargeur de bureau	Chargeur Premium
	RIE	RIE	BTE	Power BTE	RIE
Charge inductive	•	•	•	•	•
Nomade avec batterie intégrée	•				•
Nomade sans batterie intégrée		•			
Connecteur USB-C et câble	•	•	•	•	•
LED à l'arrière du chargeur	Affiche l'état de la batterie du chargeur	S'allume lorsque le chargeur est branché	Indique quand le chargeur est branché	Indique quand le chargeur est branché	Affiche l'état de la batterie du chargeur
LED sur le devant du chargeur	Montre la charge de l'AA				Montre la charge de l'AA
Autonomie des AA une fois complètement chargées	Jusqu'à 30h	Jusqu'à 30h	Jusqu'à 25h	Jusqu'à 23h	Jusqu'à 30h
Disponibilité/niveau de gamme	9, 7, 5	9, 7, 5	9, 7, 5	9, 7, 5	9, 7, 5

COMMENT SAVOIR SI LES AIDES AUDITIVES SE CHARGENT

Placez les aides auditives dans le chargeur et laissez-vous guider par le voyant lumineux des aides auditives. C'est le même processus quel que soit le chargeur utilisé.

Vous savez que la charge a commencé lorsque les indicateurs lumineux des aides auditives clignotent lentement.



Lorsqu'elles sont complètement chargées, les indicateurs lumineux des aides auditives ne clignotent plus.

Les indicateurs lumineux s'éteignent lorsque les aides auditives sont retirées du chargeur.

Pour plus d'informations, veuillez consulter le mode d'emploi individuel de chaque chargeur.

Pour en savoir plus sur les technologies ReSound, rendez-vous sur pro.resound.com



REM TARGET MATCH : POUR UNE ADAPTATION AMÉLIORÉE, LE TOUT SANS EFFORT

Auteur

Lori Rakita, Au.D.

INTRODUCTION : Conformément aux bonnes pratiques en matière d'audiologie, il est recommandé d'utiliser des mesures in-vivo (MIV ou REM en anglais) dans le cadre de la procédure de vérification d'une adaptation.⁽¹⁾ Une corrélation a en effet été établie entre mesures de vérification in-vivo, satisfaction générale accrue du patient à l'égard de son audioprothésiste et de ses aides auditives, et amélioration de l'expérience client.⁽²⁾ Hélas, plusieurs études révèlent aussi que plus de la moitié des professionnels ne réalisent pas systématiquement de mesures in-vivo.⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾

Le temps nécessaire à la mise en oeuvre d'une telle procédure est l'une des raisons souvent invoquées pour justifier cette omission. L'alignement manuel des cibles oblige effectivement l'audioprothésiste à jongler entre les réglages à faire dans le logiciel d'adaptation des aides auditives et les mesures au sein du logiciel de mesures in-vivo, jusqu'à ce que le gain des aides auditives avoisine les cibles normatives (procédure appelée « mesures in-vivo traditionnelles »). Cette opération peut être chronophage et n'est donc pas toujours envisageable dans l'emploi du temps bien rempli du cabinet d'un spécialiste. En outre, le temps supplémentaire consacré à la procédure d'adaptation des aides auditives est autant de temps en moins pour conseiller et éduquer leur utilisateur.

Développé par Starkey, REM Target Match est un outil de mesure in-vivo automatique qui permet aux audioprothésistes d'adapter les aides auditives de façon rapide et automatique conformément à des cibles normatives. REM Target Match fonctionne avec de nombreux systèmes REM disponibles sur le marché afin de mesurer l'acoustique unique de l'oreille d'un patient. D'un simple clic dans le logiciel d'adaptation Inspire X, il crée une adaptation personnalisée basée sur des mesures in-vivo.

C'est un outil incroyablement polyvalent, compatible avec les systèmes Otometrics Aurical Free Fit, MedRx Avant, MedRx Avant REM+, Inventis Trumpet et aujourd'hui également avec Verifit 1 et Verifit 2.

REM Target Match est donc désormais accessible à davantage de professionnels et offre plus de souplesse qu'auparavant. Il peut être utilisé avec toutes les règles d'appareillage prises en charge par Inspire X, y compris les cibles NAL-NL2 et l'algorithme exclusif e-STAT de Starkey.

Afin de valider cette nouvelle version de l'outil REM Target Match et de garantir une performance d'adaptation optimale, une étude tenant compte de deux critères importants a été menée. Le premier critère était que le système REM Target Match aligne rapidement le niveau de sortie des aides auditives sur les cibles, et donc que la réalisation de la procédure d'alignement des cibles prenne moins de 10 minutes. Le second critère était que l'outil REM Target Match offre des niveaux d'audibilité

comparables aux mesures in-vivo manuelles traditionnelles. Le temps consacré et l'audibilité obtenue sont les deux éléments clés d'une expérience d'adaptation simple et réussie.

Chaque seconde gagnée grâce au logiciel lors de l'alignement des aides auditives aux cibles normatives est du temps en plus que l'audioprothésiste peut consacrer à son patient.

MÉTHODES DE L'ÉTUDE DE VALIDATION

Vingt-neuf participants malentendants sélectionnés dans la base de données de Starkey (8 femmes, 21 hommes) ont été appareillés avec les aides auditives Evolv AI 2400 2,4 GHz dans les deux oreilles. L'âge des participants variait de 40 à 85 ans (moy. = 69 ans ; écart-type = 9,7). Quinze participants étaient atteints de perte auditive sévère à profonde et portaient des BTE Power Plus avec tube fin (4 participants) ou avec tube standard et embout (11 participants). Les 14 autres participants souffraient de perte auditive modérée à modérément sévère et portaient des CIC. Découvrez leurs audiogrammes moyens sur la Figure 1 page suivante.

Nombre d'audiologistes utilisant Verifit 1 et Verifit 2, il était important de valider le système REM Target Match sur ces deux dispositifs. Verifit 1 a servi à réaliser l'adaptation de tous les participants utilisant l'aide auditive Evolv AI CIC et Verifit 2 pour ceux appareillés avec les aides Evolv AI BTE 13 Power Plus. Pour chacun des deux systèmes, les chercheurs ont comparé la méthode traditionnelle d'alignement aux cibles normatives et

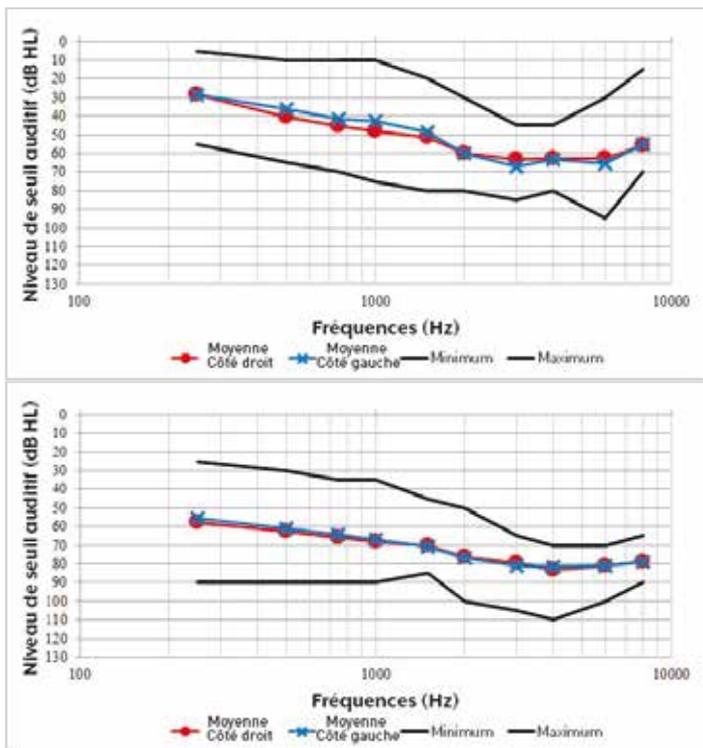


Figure 1 : Audiogramme moyen des participants appareillés avec CIC (en haut) et avec BTE Power Plus 13 (en bas).

REM Target Match au regard du temps passé et de l'audibilité obtenue. Ces conditions de test ont été contrebalancées sur l'ensemble des participants.

Il convient de noter que REM Target Match n'effectue un alignement à la cible qu'au niveau d'entrée 65 dB SPL. Les mesures in-vivo traditionnelles ont donc été réalisées, elles aussi, uniquement avec le signal d'entrée 65 dB SPL.

En raison de la nature des relations entre les canaux et de la compression des aides auditives, les changements à 65 dB affectent les valeurs de gain aux entrées plus faibles et plus fortes. Les résultats (durée et audibilité, ci-dessous) ont donc été analysés avec un alignement aux cibles à des niveaux d'entrée faibles, moyens et forts pour Verifit 1 et Verifit 2 plutôt qu'à 65 dB uniquement.

Programmation des aides auditives

L'audiogramme de chaque participant a été intégré au logiciel Inspire X et les aides auditives ont initialement été programmées selon la prescription d'adaptation NAL-NL2. On a également inséré l'audiogramme de chaque participant dans Verifit 1 ou 2 et sélectionné les cibles NAL-NL2 dans le système Verifit. Toutes les fonctions de gestion du bruit ont été désactivées et les microphones des aides auditives passés en mode omnidirectionnel.

Cela a été fait manuellement pour les MIV traditionnelles et de façon automatique lorsque les mesures ont été réalisées avec REM Target Match.

Mesures in-vivo traditionnelles

Les niveaux de sortie avec appareil (REAR) ont été mesurés pour les deux oreilles de chaque participant. Lors de la réalisation des MIV traditionnelles, on a mesuré le REAR à l'aide

d'un extrait du signal vocal international de test (ISTS) diffusé à 65 dB SPL. Après la diffusion initiale du signal ISTS, le gain a été ajusté dans Inspire X par le chercheur afin de correspondre aux cibles 65 dB SPL entre 250 et 8 000 Hz. Les mesures in-vivo traditionnelles étaient jugées terminées dès lors que le gain se situait à +/- 3 dB des cibles NALNL2 de 250 à 8 000 Hz ou bien à la sortie maximale de l'aide auditive si cette tolérance ne pouvait être atteinte. Avec le système Verifit 1 (utilisateurs CIC Evolv AI), chaque oreille était programmée et alignée aux cibles individuellement. Verifit 2 autorisait quant à lui la réalisation de mesures binaurales, ce qui a accéléré la procédure de mesures traditionnelles pour les utilisateurs de BTE.

REM TARGET MATCH

On a ensuite retiré les aides auditives et les tubes sondes des oreilles des participants, puis réinitialisé les aides auditives pour un appareillage initial (appareillage optimal) conforme à NAL-NL2 dans le logiciel d'aides auditives. La procédure a été répétée à l'aide de l'outil REM Target Match dans Inspire X. Le système REM Target Match a aligné automatiquement les niveaux de sortie des aides auditives aux cibles normatives. Une fois l'opération terminée, les ajustements de gain sont enregistrés dans les aides auditives.

Les résultats ont ensuite été analysés au regard des deux critères de validation : la durée et la précision. La durée des mesures in-vivo traditionnelles a été chronométrée du début de la diffusion du signal ISTS à 65 dB SPL jusqu'au moment où l'audioprothésiste est arrivé à +/- 3 dB des cibles NAL-NL2 de 250 à 8 000 Hz ou a atteint la sortie maximale de l'aide auditive pour les deux oreilles. Pour le système REM Target Match, la durée de l'opération a été enregistrée du début de la diffusion du signal ISTS à 65 dB SPL jusqu'au moment où l'outil est arrivé au terme de son processus.

La précision et l'audibilité ont été évaluées à l'aide des valeurs de l'indice d'intelligibilité de la parole (SII) fournies par le logiciel Verifit. Le SII évalue le pourcentage de sons vocaux qui sont audibles et varie de 0 à 100 %. L'objectif de la présente validation était de garantir l'obtention de valeurs SII équivalentes entre l'adaptation REM Target Match et les mesures in-vivo traditionnelles, généralement considérées comme la norme suprême en matière d'adaptation d'aide auditive.

L'équivalence est définie comme l'absence de différences statistiques significatives entre les valeurs SII issues des MIV traditionnelles et celles relevées avec REM Target Match. Il a ainsi été démontré que la célérité de l'adaptation REM Target Match n'affectait aucunement l'audibilité par rapport à ce qu'on obtiendrait avec des MIV traditionnelles.

Comme mentionné dans la section « Méthodes » ci-dessus, même si le système REM Target Match et les MIV traditionnelles n'ont été exécutés qu'à un niveau d'entrée de 65 dB SPL, on a toutefois pris en compte des niveaux d'entrée faibles, moyens et forts lors de l'analyse des résultats à la fois pour la durée et l'audibilité.

Résultats relatifs à la durée CIC - Verifit 1

La figure 2 ci-dessous présente la durée moyenne nécessaire pour réaliser les MIV traditionnelles et pour exécuter REM Target Match. L'exécution de REM Target Match a pris moins de cinq minutes en moyenne (moy. = 4 minutes 35 secondes ; écart-type = 7 secondes), tandis que les MIV traditionnelles ont pris, en moyenne, environ 10 minutes (moy. = 10 minutes 1 seconde ; écart-type = 2 minutes 30 secondes). Les résultats

d'un test t pour échantillons appariés ont révélé une durée significativement plus courte pour appliquer REM Target Match que pour effectuer les MIV traditionnelles ($p < 0,001$).

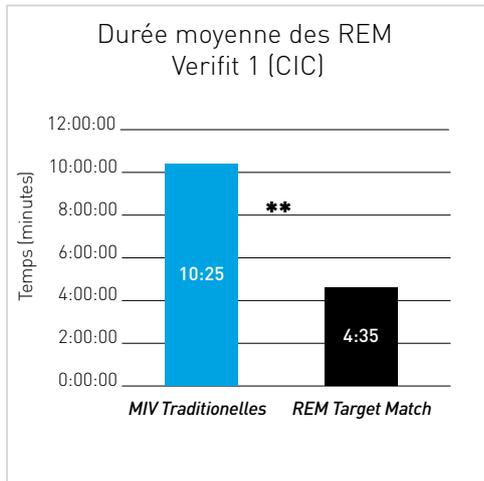


Figure 2 : Temps moyen pour réaliser les mesures in-vivo pour les utilisateurs de CIC (Verifit 1). ** = $p < 0,001$.

BTE Power Plus – Verifit 2

La figure 3 présente la durée moyenne nécessaire pour réaliser les MIV traditionnelles et pour exécuter REM Target Match.

L'exécution de REM Target Match a pris moins de cinq minutes en moyenne (moy. = 4 minutes 17 secondes ; écart-type = 3 minutes 2 secondes), tandis que les MIV traditionnelles ont pris environ 7 minutes en moyenne (moy. = 7 minutes 10 secondes ; écart-type = 3 minutes 58 secondes). Les résultats d'un test t pour échantillons appariés ont révélé une durée significativement plus courte pour appliquer REM Target Match que pour effectuer les MIV traditionnelles ($p < 0,05$). Le degré de différence plus important entre les deux méthodes de mesure pour les utilisateurs de CIC par rapport aux utilisateurs de BTE est très probablement dû au fait que le système Verifit 2 permet de réaliser des mesures binaurales.

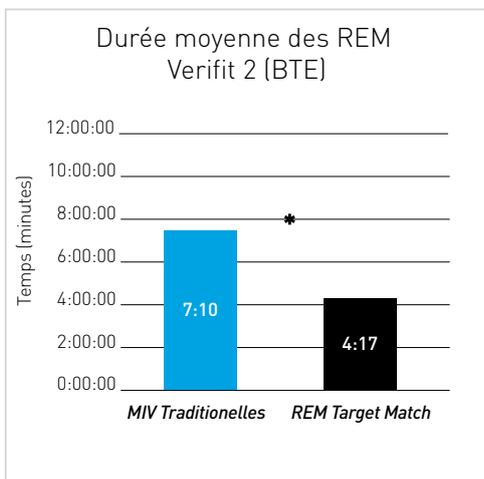


Figure 3 : Temps moyen pour réaliser des mesures in-vivo pour les utilisateurs de BTE (Verifit 2). * = $p < 0,5$

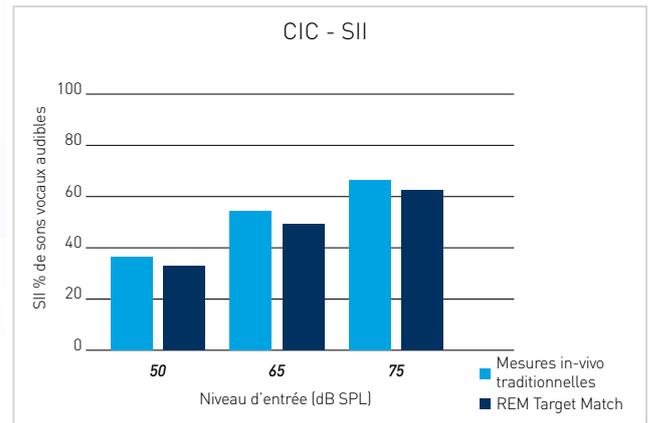


Figure 4 : Valeurs SII moyennes pour des niveaux d'entrée de 50, 65 et 75 dB SPL pour les utilisateurs de CIC, avec le système Verifit 1.

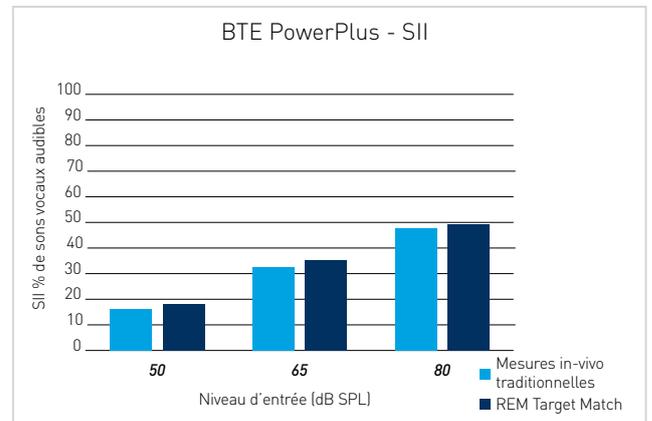


Figure 5 : Valeurs SII moyennes pour des niveaux d'entrée de 50, 65 et 80 dB SPL pour les utilisateurs de BTE, avec le système Verifit 2.

Aucune différence significative entre les MIV traditionnelles et REM Target Match, quel que soit le groupe de participants.

RÉSULTATS RELATIFS À L'AUDIBILITÉ

L'audibilité a été analysée avec des valeurs SII moyennes pour des niveaux d'entrée et des cibles à 50, 65 et 75 dB SPL pour Verifit 1, et pour des niveaux d'entrée et des cibles à 50, 65 et 80 dB SPL pour Verifit 2. Les résultats des tests t pour échantillons appariés n'ont révélé aucune différence significative entre les valeurs SII résultant des MIV traditionnelles et REM Target Match à des niveaux d'entrée faibles, moyens et forts, ni pour Verifit 1 ni pour Verifit 2.

CONCLUSION

L'étude de validation de REM Target Match a été conçue pour évaluer deux éléments importants de l'outil : le temps qu'il lui faut pour s'aligner aux cibles et le degré d'audibilité obtenu. Les résultats de la présente validation montrent que le système REM Target Match est capable d'offrir la même audibilité que le dispositif reconnu comme la norme suprême en la matière : les mesures invivo traditionnelles avec alignement manuel aux cibles normatives dans le logiciel d'aide auditive.

L'adaptation REM Target Match peut en outre se faire en moins de cinq minutes, que l'on utilise Verifit 1 ou Verifit 2. Pour les praticiens très occupés, ces résultats ont de réelles implications sur la répartition du temps au cours des consultations d'appareillage. Tout le temps autrefois passé à cliquer dans le logiciel peut aujourd'hui servir à prodiguer conseils et expertise audiolinguistique au porteur d'aides auditives. Désormais compatible avec Verifit 1 et 2, REM Target Match est l'étape de plus vers une adaptation réellement simple et sans effort.

RÉFÉRENCES

- 1. Valente, M., Abrams, H., et al. (2006). *Guidelines for the Audiological Management of Adult Hearing Impairment*. *Audiology Today*, 18(5), 1-44.
- 2. Amlani, A.M., Pumford, J., Gessling, E. *Improving patient perception of clinical services through real-ear measurements*.(2016). *Hearing Review*, 23(12),12-21.

- 3. Kirkwood, D.H. *Survey: Dispensers fitted more hearing aids in 2005 at higher prices*.(2006). *Hear Jour*, 59(4),40-50. Doi: 10.1097/01.HJ0000286695.28587.f5
- 4. Amlani, A.M., Pumford, J., Gessling, E. *Improving patient perception of clinical services through real-ear measurements*.(2016). *Hearing Review*, 23(12),12-21
- 5. Mueller, H.G., Picou, E.M. (2010). *Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures*. *Hear Jour*, 63(5),27-32.doi: 10.1097/01.HJ.0000373447.52956.25
- 6. McCabe, E., Tuss, T. (2020). *Introducing REM Target Match [White Paper]*. https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Introducing_REM_Target_Match.pdf



 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

ÉCOUTER VOIR
AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA

AIX / DRAGUIGNAN / MARSEILLE / NICE / PERTUIS / ST-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 Quali'Audio



Entreprise responsable
Socialement engagée



Chèques déjeuner
Comité d'entreprise
Nombreux avantages



Région privilégiée
Soleil, mer & montagne

ENVOYEZ VOTRE CV À :
RECRUTEMENT@LAMUT.FR



la Mut' MUTUALITÉ FRANÇAISE

www.lamut.fr
Copropriétaire 49% par le Code de la Mutualité
N° SIREN 552 098 151



Frank Lefèvre

Recherche un(e) Audioprothésiste
pour l'agglomération de RENNES



CDI Temps plein
ou partiel.

Adressez votre candidature à :

Audition Frank Lefèvre

7 rue du Général de Gaulle - 35760 SAINT GREGOIRE

Tél : 02 99 68 77 68 - Mail : audition.lefevre@orange.fr



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

AX UPGRADE

Évolution de la plateforme Augmented Xperience



Be
Brilliant™



signia

ÉVOLUTION DE SIGNIA AX

La plateforme aux 2 unités de traitement distinctes pour la parole et l'environnement s'enrichit aujourd'hui de **3 nouvelles fonctionnalités** pour optimiser ses performances au quotidien



OVP™ 2.0

rend naturelle la propre voix en conservant un environnement stable



Auto EchoShield

optimise automatiquement les environnements réverbérants



HandsFree for iOS

permet les appels en mains-libres par l'utilisation des micros des aides auditives

Disponibles
rétroactivement,
gratuitement,
par simple mise à jour
logicielle sur Connexx



Augmented
Xperience

signia-pro.com

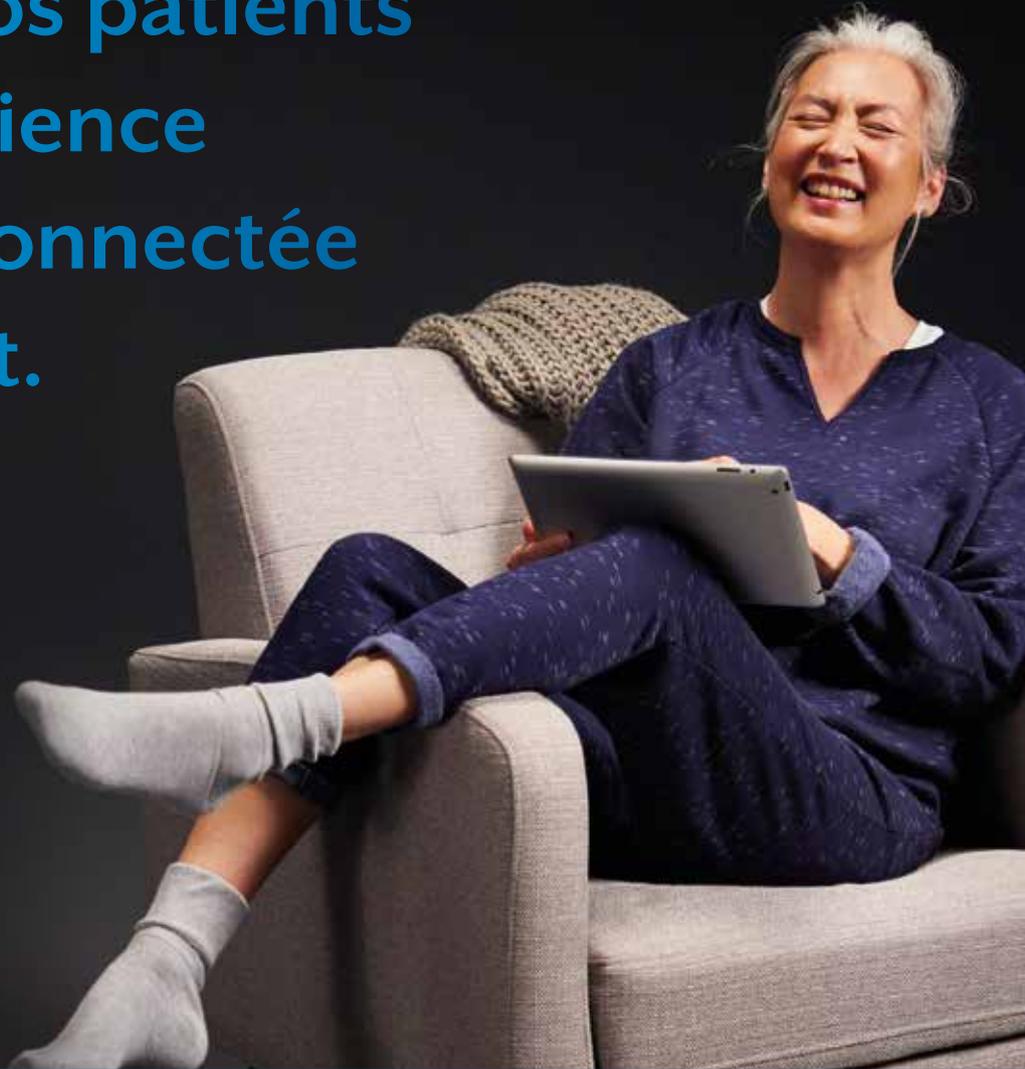
* Révélez-vous.

Ces produits sont destinés aux personnes souffrant de troubles de l'audition. Caractéristiques techniques disponibles sur le site internet. Pour un bon usage, veuillez consulter les manuels d'utilisation. Les aides auditives et l'application Signia App sont des dispositifs médicaux de classe IIa. Les marques et symboles Bluetooth® sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par WSAUD A/S sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Android, Android robot et Google Play sont des marques déposées de Google Inc. Apple App Store est une marque déposée d'Apple Inc. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Les aides auditives sont des dispositifs médicaux remboursés par les organismes d'assurance maladie. Classe 1 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336246, droite / 7336223, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7336200, droite / 7336230, gauche (350 €). Classe 2 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336163, droite / 7336140, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7379971, droite / 7336186, gauche (350 €). 04/2022 ©WSAUD A/S.

evolv^{AI}



Offrez à vos patients
une expérience
auditive connectée
sans effort.



La plateforme Evolv AI est facile à adapter et à utiliser grâce à une connectivité optimisée et au nouveau Starkey Sound™. Cette technologie révolutionnaire garantit une excellente qualité sonore et de meilleures performances en milieu bruyant. Elle propose aussi de nouvelles fonctions et capacités avancées pour offrir à l'utilisateur une expérience auditive plus connectée et personnalisée.
Le tout sans effort.



Pour en savoir plus, visitez le Hub Innovation : hub-innov-starkey.fr
ou inscrivez-vous aux formations sur academie.starkey.fr