

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de l'Audition

BIMESTRIEL

Janvier / Février 2023 - Vol 36 - N°1 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR

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

MÉTIER ET TECHNIQUE
LES DIFFÉRENTES SOLUTIONS
D'ADAPTATION BIMODALE

CAS CLINIQUE
RÉHABILITATION D'UNE SURDITÉ
UNILATÉRALE CHEZ L'ADULTE

IMPLANT COCHLÉAIRE
PATIENTS ADULTES EN LIMITE
D'INDICATION D'IMPLANTATION
COCHLÉAIRE

REVUE DE LITTÉRATURE
SCIENTIFIQUE ET MÉDICALE
LES PRODUITS DE DISTORSION
ACOUSTIQUES HAUTE-FRÉQUENCES :
UNE EXPLORATION AUDIOLOGIQUE
SOUS-UTILISÉE

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS



**TOUTE L'ÉQUIPE GN HEARING FRANCE
VOUS SOUHAITE UNE BONNE ANNÉE 2023 !**

**GN, LE PARTENAIRE IDÉAL POUR LE BIEN-ÊTRE DE
VOTRE ACTIVITÉ ET DE VOS PATIENTS**

INNOVATION

Audition organique pour un son naturel sans égal

COLLABORATION

Indépendance et partenariat à votre service

PERFORMANCE

Un portfolio complet en classe 1 et 2

Plus d'informations
sur pro.resound.com
01 75 37 70 00



GN Making Life Sound Better

Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR 72509689915. Décembre 2022.

Les Cahiers de l'Audition

Vol 36 - N°1 - Janvier / Février 2023

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

34070 Montpellier

Président : DEL RIO Matthieu

secretariat-cna@ant-congres.com

Directeur de la publication :

COEZ Arnaud - acoez@noos.fr

Rédacteur en chef :

AVAN Paul - paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation :

MBQ - BERTET Stéphanie

stephanie.bertet@mbq.fr

Publicité, petites annonces, abonnements :

editions-cna@orange.fr

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

Président : DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président : COLIN David

2^e Vice Présidente : BALET Charlotte

Secrétaire général : RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe : GUEMAS Céline

Trésorier Général : ROY Thomas

Trésorier Général adjoint : POTIER Morgan

Présidents d'Honneurs : BIZAGUET Eric,

LAURENT Stéphane, LE HER François

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

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

Dépot Légal à date de parution

Le mot du président *Matthieu Del RIO*

3

5 Editorial *Paul Avan*

Dossier

6

- Impact du diabète sur l'audition : faut-il une prise en charge spécifique chez le malentendant diabétique ?
Clarisse COCOL **6**
- Utilisation des écouteurs Wireless AirPods Pro en compensation de déficits auditifs.
Dylan GIRAN **14**
- Mesure de l'hyperacousie chez les malentendants appareillés.
Aline JALABERT **24**

Métier et technique

31

- Les différentes solutions d'adaptation bimodale.
David TRAN

38 Cas clinique

- Réhabilitation d'une surdité unilatérale chez l'adulte : étude de cas.
Elsa LEGRIS

Implant cochléaire

43

- Patients adultes en limite d'indication d'implantation cochléaire.
Arnaud COEZ

Revue de littérature scientifique et médicale

46

- Les produits de distorsion acoustiques haute-fréquences : une exploration audiolinguistique sous-utilisée.
Marine HAUCHÈRE

Veille technique

Les innovations
des industriels

48

Les conversations s'illuminent avec Lumity.



Zoom sur la technologie StereoZoom 2.0

Pour répondre pleinement au besoin n°1 de vos patients : StereoZoom 2.0 améliore de 16% la compréhension de la parole, par rapport à une directivité fixe¹, grâce à une activation plus fluide et efficace dans le bruit.

¹ Woodward, J. & Latzel, M. (2022). New implementation of directional beamforming configurations show improved speech understanding and reduced listening effort. Phonak Field Study News en cours de préparation. Publication prévue fin 2022.

LE MOT DU PRÉSIDENT



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse

Chers Collégiens,
Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec un grand plaisir que je vous retrouve pour ce tout premier numéro de l'année 2023 des Cahiers de l'Audition. Un numéro que nous consacrons naturellement largement à la 26e édition de l'Enseignement post-universitaire en audioprothèse. Une place de choix y est par ailleurs donnée aux travaux universitaires et tout particulièrement aux mémoires des étudiants diplômés en 2021. Et je ne peux que me réjouir de la réussite de cette édition de l'EPU qui aura rassemblé plus de 1200 participants autour du thème « Nouvelles connaissances, nouvelles pratiques ? » - un record ! Je tiens également à saluer la forte participation des acteurs du secteur qui ont su donner à l'événement une résonance encore plus importante.

Je veux voir dans cette réussite un signe que l'avenir de l'audioprothèse en France se dessine de manière prometteuse grâce aux multiples avancées technologiques et aux politiques de remboursement de la Sécurité sociale induites par le 100 % Santé. Cette réforme nous oblige et nous pousse à faire face à un certain nombre de défis qu'il nous faut relever. La protection de nos valeurs en tant que professionnels de santé et la protection de nos patients nécessite indéniablement un cadre réglementaire plus fort, que cela passe par la création d'un ordre professionnel ou d'une instance représentative, qu'importe. Nous devons aujourd'hui davantage faire respecter les bonnes pratiques professionnelles et commerciales, c'est un engagement que j'ai pris dès le début de mon mandat de président du Collège. Cet engagement fait son chemin dans l'esprit de mes confrères et des différents syndicats et nous nous rapprochons de cet objectif un peu plus tous les jours.

Aussi, comment ne pas citer le dossier de la réingénierie de la formation des audioprothésistes ? Inachevé en 2011, nous l'appelons de nos vœux afin d'aller vers la reconnaissance au grade de licence tout en favorisant le développement d'une offre de masters spécialisés et le renforcement des mutualisations et des passerelles avec les autres formations paramédicales. Nous avons eu la chance de pouvoir échanger avec Monsieur François Couraud, en charge de la réingénierie de tous les diplômes des professions paramédicales au sein du ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche au cours de l'EPU. Pour le moment, peu d'avancées significatives ont été réalisées, mais la volonté politique rejoint notre implication dans ce projet de longue haleine. Aujourd'hui, nous attendons la publication du Décret de compétences qui doit être réalisé par la Direction générale de l'offre de soins (DGOS). Il marquera le début effectif de la réforme de la formation et devra en particulier arbitrer un certain nombre de points comme celui relatif à la délégation de tâches.

Notre travail est d'adapter au mieux les programmes aux avancées scientifiques et technologiques de ce jour. Il consiste également à faire entrer le diplôme dans le format LMD et le Système européen de transfert et d'accumulation de crédits ECTS, afin de répondre au besoin d'harmonisation des diplômes au niveau européen et à la libre circulation des étudiants dans le cadre du programme Erasmus. Pour ce faire et accélérer le travail, j'ai annoncé lors de l'EPU la création du Conseil des Centres de Formation des Universités françaises en Audioprothèse (CCFUA). Il permettra aux différentes écoles de réfléchir main dans la main à la refonte des programmes des étudiants en concertation avec le ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche. Si un retard certain a été pris sur cette refonte, je compte sur le fait que nos efforts conjoints aboutissent au cours de l'année 2023.

D'autres sujets nous attendent — comme la gestion du nombre d'étudiants, notamment ceux formés par correspondance pour lesquels nous œuvrons à ce qu'un examen de validation de compétences leur soit imposé afin d'exercer en France — mais encore et surtout, il nous faut veiller à délivrer la meilleure prise en charge et le meilleur suivi à nos patients malentendants, gage d'observance et de satisfaction. C'est là toute la mission du Collège, son ADN, que de veiller à la qualité technique, scientifique, pédagogique et déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste au bénéfice de nos patients et de la confiance qu'ils placent en nous.

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

Matthieu DEL RIO

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

- **Proche 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



Sortant entre l'EPU et les Assises d'audioprothèse de Cannes, ce numéro est placé à une charnière, fort intéressante, entre leçons à tirer et projets à construire... Une position idéale pour souhaiter à nos lecteurs une année 2023 riche de découvertes et de succès! Le principal dossier est consacré à des mémoires présentés en 2021, dont les auteurs, distingués à l'époque, ont accepté de mettre en forme leurs manuscrits pour nos colonnes, et nous les remercions de leur contribution originale et précieuse.

De manière générale, ce numéro illustre deux polarités opposées: La première consisterait à dire que devant les progrès des dispositifs comme les airpods, la profession d'audioprothésiste vit ses dernières années, tout comme l'industrie de l'appareillage. Dylan Giran met habilement en scène ce scénario: bonne amplification, bonne compréhension dans le silence. Oui, mais... beaucoup d'utilisateurs n'arrivent pas à ajuster les réglages, et la compréhension dans le bruit est mauvaise. Finalement, pour ce qui est bon, on savait faire depuis près d'un siècle, les airpods sont juste plus élégants. Pour ce qui n'est pas bon (et qui est critiquement important), on a besoin d'audioprothèses vraies, et surtout, d'un audioprothésiste. CQFD, retour à la case départ...

Quelle est alors l'autre polarité? C'est le constat que nous avons besoin d'outils et de concepts à jour, constat de maturité qui assure que l'audiologie est vivante et se développe, de concert entre professionnels de mieux en mieux formés. Ainsi, Clarisse Cocol demande si une comorbidité très fréquente, le diabète, appelle une approche audioprothétique spécifique. La réponse est non, mais il ne faut sans doute pas oublier que les patients

diabétiques qui prennent soin de leur audition sont souvent ceux qui prennent soin de leur régime alimentaire et de leur glycémie. Quid de ceux qui ignorent l'un et l'autre? question à la fois scientifique, de santé publique et sociétale. Aline Jalabert applique un outil nouveau permettant l'étude, sans agresser les patients, de leur inconfort auditif à des niveaux modérés, et surtout avec des sons de la vie quotidienne. Elle découvre que beaucoup, sans être vraiment

hyperacousiques, ressentent un inconfort vis-à-vis de sons caractérisant bien les sujets hyperacousiques. Oui, mais ces sons ne parviennent pas directement à leurs oreilles, ils sont amplifiés, compressés, filtrés par l'aide auditive: ceci soulève des questions fort intéressantes mais aussi fort complexes, quant à l'acoustique des aides et quant à la réponse des cochlées lésées.

Dans le reste de ce numéro, David Tran se livre à un inventaire très complet des riches possibilités ouvertes par les solutions bimodales rendues possibles par les implants cochléaires actuellement sur le marché. Les deux cas cliniques présentés par Elsa Legris et par Arnaud Coez interpellent quant à la nécessité de critères prenant mieux en compte les besoins des patients, avant que pour certains ils n'arrivent au stade du désespoir malgré de bonnes performances... oui mais de laboratoire. Et Marine Hauchère nous rappelle fort à propos qu'avant de nous inquiéter du manque d'outils adéquats, il nous faut nous souvenir de l'existence d'outils simples, anciens et clairement sous-utilisés. Avant de réinventer l'amplification linéaire comme le font les airpods, n'oublions pas qu'il existe dans nos domaines de très complets dispositifs qui ont fait leur preuve, et qu'une formation simple en audiologie permet de maîtriser.



Auteur

Clarisse COCOL

Meilleure présentation orale 2021

IMPACT DU DIABÈTE SUR L'AUDITION : FAUT-IL UNE PRISE EN CHARGE SPÉCIFIQUE CHEZ LE MALENTENDANT DIABÉTIQUE ?

L'impact du processus naturel de vieillissement sur l'audition est connu sous le nom de presbycusie. De multiples études ^{1,2} dévoilent qu'avec l'âge, certaines maladies chroniques comme le diabète pourraient également induire une détérioration du système auditif. La progression de cette maladie génétique et environnementale est d'autant plus marquée dans les pays en voie de développement, et s'accompagne dans la plupart des cas de complications cardiovasculaires, rénales et de troubles de l'acuité visuelle.

D'après certaines études sur le sujet ^{4,6}, la perte auditive chez les diabétiques serait peut-être liée à des angiopathies. En plus d'une altération de la cochlée, le diabète pourrait également être responsable d'une dégénérescence du nerf auditif. Bien que plusieurs recherches aient été réalisées concernant les effets du diabète sur la perte de l'audition, il n'y a toujours pas de consensus scientifique dans les diverses parutions publiées à ce jour sur la nature exacte du lien existant entre ces deux pathologies. La plus grosse difficulté dans la recherche du mécanisme liant ces deux maladies réside dans la confusion des variables d'études accompagnée de la complexité du système auditif. Par ailleurs, au début de ce mémoire, aucune étude scientifique française n'avait été publiée sur les répercussions du diabète sur l'audition.

Ainsi, le but de ce mémoire est de savoir s'il faudrait envisager une prise en charge spécifique chez le malentendant diabétique. Cette démarche s'inscrit dans le cadre d'une étude plus globale lancée par le laboratoire de Biophysique Neurosensorielle URM INSERM de Clermont. Les analyses ont été réalisées par une comparaison de la perte de l'audition entre des diabétiques et des non-diabétiques et selon plusieurs variables d'étude.

PARTIE THÉORIQUE

I. La presbycusie

La déficience auditive liée au processus de vieillissement est connue sous le nom de presbycusie et est caractérisée par une réduction bilatérale de l'acuité auditive prédominant sur les fréquences aiguës. La presbycusie se manifeste de façon insidieuse à partir de 40 ans et entraîne une réduction de la compréhension, mais elle est également associée à des troubles psychologiques, une isolation sociale, des problèmes liés à la vigilance ainsi qu'une diminution des fonctions cognitives.

Plusieurs auteurs ont mis en évidence la dégénérescence de l'Organe de Corti lors du vieillissement. En effet, lors de ce processus physiologique l'Organe de Corti se déforme, on observe alors une atrophie des cellules de soutien, une baisse de l'élasticité de la membrane basilaire, une dégénérescence des CCE et une perte des CCI. De plus, les stéréocils peuvent

être touchés entraînant un dysfonctionnement cochléaire et la strie vasculaire s'atrophiant avec l'âge provoque alors une élévation des seuils audiométriques sur l'ensemble des fréquences ⁷.

II. Le diabète

Le diabète est une affection métabolique liée à une déficience, soit de la sécrétion de l'insuline, soit de l'action de l'insuline, soit des deux conjuguées. L'insuline étant une hormone sécrétée par des cellules spécialisées du pancréas nommées cellules β des îlots de Langerhans, elle est indispensable à la régulation de la glycémie et est sécrétée de manière continue dans le sang. Quand on ingère des glucides, ils sont essentiellement transformés en glucose puis détectés par les cellules du pancréas afin de permettre la sécrétion d'insuline. Celle-ci va alors assurer le transport du glucose depuis la circulation

sanguine vers le foie, les muscles et les tissus adipeux entraînant ainsi la diminution du glucose dans le sang.

Le déficit en insuline ou l'incapacité des cellules de l'organisme à y répondre correctement, se traduit par une élévation anormale de la concentration de glucose dans le sang : on parle d'hyperglycémie chronique. Cette hyperglycémie, si elle demeure non contrôlée de façon prolongée, génère à long terme des complications chroniques susceptibles de provoquer des infections et des lésions au niveau de divers organes tels que les yeux, les reins, les nerfs, les pieds, le cœur et les artères.

On distingue deux grands types de diabète : le diabète de type I (DT1) lié à une destruction auto-immune des cellules β de Langerhans provoquant un déficit dans la production d'insuline et le diabète de type II (DT2) qui est lui lié à une perte progressive de sécrétion de l'insuline par les cellules β de Langerhans étant à l'origine d'une utilisation anormale de l'insuline par l'organisme.

Le DT2 est l'objet de cette étude, il est ainsi défini comme une maladie multifactorielle et non auto-immune caractérisée par une hyperglycémie chronique. Autrefois appelé non insulino-dépendant, c'est la forme la plus fréquente de diabète en France car il correspond à 90% des cas de diabète. C'est une pathologie insidieuse qui peut être asymptomatique pendant une dizaine d'années. Le DT2 apparaît généralement chez les personnes âgées de plus de 40 ans mais touche de plus en plus les jeunes adultes voire les adolescents.

Les facteurs de risques responsables du développement du DT2 peuvent être génétiques (antécédents familiaux) ou métaboliques (alimentation déséquilibrée, manque d'activités physiques, surpoids ou obésité, hypertension artérielle, sédentarité, tabagisme et alcoolisme).

La prise en charge du DT2 passe par des mesures hygiéno-diététiques tels qu'une activité physique régulière ainsi qu'une alimentation variée et équilibrée.

Cependant, non traité ou mal contrôlé, à terme le DT2 peut être à l'origine de nombreuses complications aiguës ou chroniques. Parmi les complications chroniques, on retrouve :

- **Les macroangiopathies** représentant l'ensemble des atteintes vasculaires des artères musculaires de moyen et gros calibres. Elles peuvent provoquer des Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC), des Infarctus Du Myocarde (IDM), artériopathie oblitérante des membres inférieurs (amputation) ;
- **Les microangiopathies** : correspondant à l'ensemble des atteintes des petits vaisseaux de l'oeil, du rein, et du système nerveux. Les microangiopathies sont précédées par des années d'hyperglycémie chronique qui vont progressivement occasionner une altération des parois des capillaires de l'organisme. Elles peuvent provoquer des troubles de la vision allant jusqu'à la cécité, une insuffisance rénale, ou des lésions nerveuses pouvant affecter les pieds allant jusqu'à l'amputation ou le nerf auditif pouvant potentiellement conduire à une perte auditive neurosensorielle.

En outre, une étude du service d'Endocrinologie et de Diabétologie du CHU Hédi Chaker en Tunisie ¹⁶, a qualifié le diabète comme étant le facteur majeur prédisposant à la survenue de l'otite externe maligne (OEM). Également dénommée « d'otite nécrosante », elle touche les patients immunodéprimés et particulièrement les diabétiques non diagnostiqués ou mal équilibrés. L'OEM est une infection

de l'oreille externe s'étendant jusqu'à l'os temporal qui est généralement causée par la bactérie *Pseudomonas*. C'est une infection grave qui menace le pronostic vital des sujets qui en sont atteints et sa physiopathologie peut être expliquée par la présence de microangiopathies. Son traitement consiste en une antibiothérapie prolongée. En cas de non-réponse à celui-ci, un débridement chirurgical avec évidement péro-mastoïdien est réalisé.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

I. Présentation et objectif de l'étude

L'objectif de ce mémoire est d'observer si, à l'échelle d'un laboratoire d'audioprothèse, il existerait un lien observable entre le diabète de type 2 et la déficience auditive nécessitant une prise en charge spécifique du malentendant. Pour ce faire, une étude rétrospective basée sur un recueil de données de patients appareillés au centre ENTENDRE à Beauvais a d'abord été réalisée afin de comparer des examens audiométriques de patients diabétiques avec ceux de patients non-diabétiques. Puis, dans un second temps, des mesures ont été effectuées en cabine pour comparer la résistance de l'intelligibilité face au bruit de patients diabétiques et non diabétiques.

II. Population et matériel utilisé dans l'étude rétrospective

Le recueil de données de cette étude a été réalisé entre Mai 1997 et Décembre 2020. Dans le cadre de cette analyse, nous avons eu la chance de compter 95 patients volontaires mais seuls 72 d'entre eux ont été retenus car ils répondaient aux critères explicités ci-après. Tous les patients adultes, appareillés et volontaires suivis dans ce centre pouvaient faire partie de cette étude cependant l'inclusion des diabétiques dans leur groupe, nécessitait la présence d'une analyse révélant une glycémie à jeun ≥ 1.26 g/L vérifiée à deux reprises ou une glycémie ≥ 2.00 g/L, deux heures après une charge orale d'au moins 75g de glucose. En revanche, ont été exclus de l'étude les patients atteints de diabète

de type I, ceux ayant un diabète instable ou mal contrôlé, ceux appareillés en monaural ou possédant une surdité unilatérale, et enfin les quelques-uns présentant une asymétrie supérieure à 15 dB entre les deux oreilles.

L'analyse de notre recueil de données est basée sur deux examens audiométriques :

- L'audiométrie tonale liminaire réalisée au casque et oreilles séparées ;
- L'audiométrie vocale réalisée avec des listes de mots dissyllabiques de JE. FOURNIER, émis par une voix masculine préenregistrée.

A partir de ces examens, les seuils liminaires et les seuils subjectifs d'inconfort vont pouvoir être étudiés. De plus, les courbes d'intelligibilité obtenues nous permettront de faire l'analyse de plusieurs paramètres tels que le seuil d'intelligibilité (SRT) et le maximum d'intelligibilité qui constitueront également nos variables d'étude.

Le matériel utilisé lors de ces mesures est le suivant : une cabine insonorisée équipée de cinq haut-parleurs, le logiciel d'audiométrie OTOSuit de la société Natus, un casque TDH39 ainsi qu'un otoscope.

« Le DT2 est l'objet de cette étude, IL EST AINSI DÉFINI COMME UNE MALADIE MULTIFACTORIELLE ET NON AUTO-IMMUNE CARACTÉRISÉE PAR UNE HYPERGLYCÉMIE CHRONIQUE. »

III. Matériel et protocole utilisé dans l'étude complémentaire

Afin d'explorer un peu plus en profondeur l'intelligibilité des patients inclus dans cette étude. Un test vocal dans le bruit a été effectué. Ce test a pour objectif de mesurer en audiométrie vocale la résistance de l'intelligibilité des sujets lors d'un masquage d'intensité croissante, il s'inspire du « Test de résistance de l'intelligibilité dans le bruit » de LECA, ELBAZ et MILLER (1992), à quelques différences près. Seuls les patients diabétiques et témoins déjà inclus dans cette étude rétrospective ont été invités à participer à cet examen complémentaire afin de conserver la population d'origine.

1. Matériel

Le matériel requis est composé d'un audiomètre à deux voies permettant l'émission simultanée de la parole et d'un bruit blanc de masquage. Le signal de sortie sera émis en champ libre au moyen de deux haut-parleurs situés respectivement de chaque côté et à un mètre du sujet testé. Comme en audiométrie vocale classique, le matériel phonétique utilisé est le suivant : des listes dissyllabiques de J.E FOURNIER, énoncés par une voix masculine préenregistré sur le logiciel OTOSuite. Sur ce logiciel, le module de résultat des audiométries vocales dans le bruit n'est pas encore développé, ainsi l'ensemble des résultats et graphiques obtenus ont été recensé sur un tableur EXCEL.

2. Protocole d'étude

Le mode opératoire est le même pour chaque sujet testé afin de s'assurer de la fiabilité des résultats. Ce test a une durée de 15 minutes et est réalisé sans les appareils auditifs. Afin de vérifier l'intégrité du conduit auditif et de ne pas perturber les réponses des patients, une otoscopie est réalisée avant de débiter le test. Ensuite, il s'agit de réaliser une brève audiométrie vocale dans le silence en champ libre pour familiariser le patient au test. Par la suite, on va venir fixer le niveau du signal émettant les listes de mots à 65 dB SPL pendant toute la durée de l'examen et faire varier le RSB par pas de 3 dB par rapport au niveau du signal émettant les listes de mots. On a fait le choix de ce niveau sonore car il représente la valeur moyenne de la voix au cours d'une conversation normale. Afin de conditionner le patient, on place le bruit blanc à 6 dB en dessous du signal de la première liste de mots puis on l'augmente progressivement par pas de 3 dB à chaque liste de mots, et ce jusqu'à atteindre 9 dB de RSB. Ainsi, chaque individu testé sera soumis successivement à 6 listes de mots dissyllabiques de JE FOURNIER à 6 RSB différents : -9dB, -6 dB, -3 dB, 0 dB, +3dB, et +6 dB.

Niveau du signal (dB SPL)	Niveau du bruit (dB SPL)	RSB (dB)
65	59	+6
65	62	+3
65	65	0
65	68	-3
65	71	-6
65	74	-9

Figure 1 : Niveau du signal, niveau du bruit et RSB dans le test de résistance à l'intelligibilité

IV. Résultats

1. Analyse du recueil de données

Notre étude comprend 72 sujets répartis selon deux groupes distincts : le groupe « DT2 » et le groupe « contrôle ».

Le groupe « DT2 » représente l'ensemble des patients diabétiques ayant accepté de participer à l'étude, il compte 49 sujets dont 28 hommes et 21 femmes. Le groupe « contrôle » représente quant à lui les patients témoins c'est-à-dire les sujets non-diabétiques inclus dans notre étude, il est constitué de 22 patients dont 11 hommes et 12 femmes.

Nous avons décidé de partager notre population d'étude selon le genre des sujets afin d'optimiser les résultats. Ainsi, on comptabilise chez les hommes : 28 diabétiques et 11 témoins et chez les femmes : 21 diabétiques et 12 témoins.

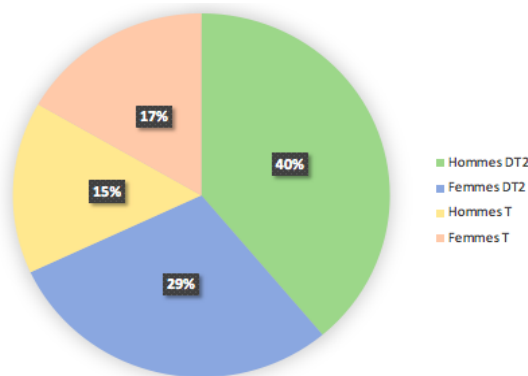


Figure 2 : Répartition de l'ensemble de la population (n=72)

Afin d'exploiter l'un des objectifs de cette étude, nous allons tout d'abord comparer les seuils audiométriques entre patients diabétiques et témoins. Ensuite, il s'agira de comparer la perte auditive tonale moyenne obtenue grâce à ces seuils avec plusieurs variables tel que l'âge, le seuil d'intelligibilité, le maximum d'intelligibilité et le seuil d'inconfort. On teste la significativité des différences entre variables chez les diabétiques et les témoins selon leur genre (femme ou homme). Pour ce faire, on commence dans un premier temps par l'étude de la normalité de chaque variable à l'aide du test de Shapiro-Wilk, puis on procède par le test paramétrique de Student pour les échantillons indépendants dans le cas de la normalité des données et par le test non paramétrique de Mann-Whitney dans le cas contraire.

1.1. Seuils audiométriques et perte auditive moyenne de la population d'étude

L'analyse comparative des seuils audiométriques et de la perte auditive tonale (PAT) moyenne entre sujets diabétiques et non diabétiques montre que d'après les figures 3 et 4, chez les femmes une perte auditive moyenne des diabétiques de 51,7 dB HL et de 45,7 dB HL chez les témoins.

Et d'après les figures 5 et 6, chez les hommes la perte auditive moyenne des diabétiques et des témoins est de 50 dB HL.

Ainsi, les résultats obtenus montrent qu'il n'existe pas de différences significatives entre les diabétiques et les non-diabétiques que ce soit chez les hommes ou les femmes. Ainsi, notre population d'étude est homogène et elle possède majoritairement des sujets atteints de surdité moyenne.

FEMMES

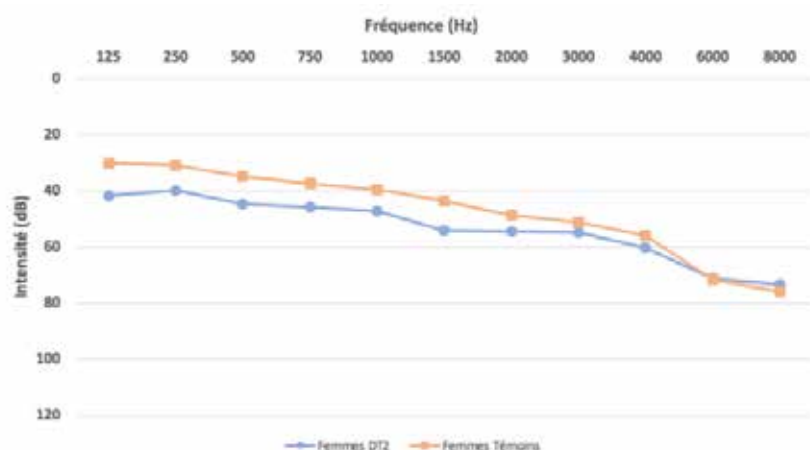


Figure 3 : Seuils audiométriques chez les femmes diabétiques (DT2) et témoins (T)

HOMMES



Figure 5 : Seuils audiométriques chez les hommes diabétiques (DT2) et témoins (T)

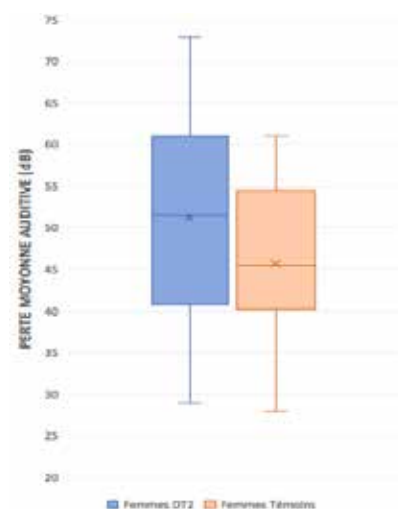


Figure 4 : Comparaison de la PAT chez les femmes DT2 et témoins

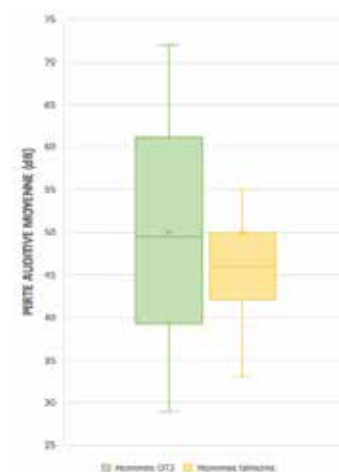


Figure 6 : Comparaison de la PAT chez les hommes DT2 et les témoins

1.2. Age de la population d'étude

L'analyse comparative de l'âge entre les diabétiques et les non diabétiques de notre population est affiché ci-dessous :

L'âge moyen chez les femmes diabétiques est de 71,5 ans tandis qu'il est de 72,9 ans chez les femmes témoins. En outre, chez les hommes l'âge moyen des diabétiques est de

72,1 ans alors qu'il est de 73, 8 ans chez les témoins.

Ainsi, les résultats mettent également en avant l'homogénéité de notre population d'étude. Les comparaisons de la perte auditive tonale moyenne avec les autres variables d'étude entre nos groupes seront peu affectées par le facteur de l'âge qui joue un rôle majeur dans la déficience auditive. (Fig. 7 à 10)

FEMMES

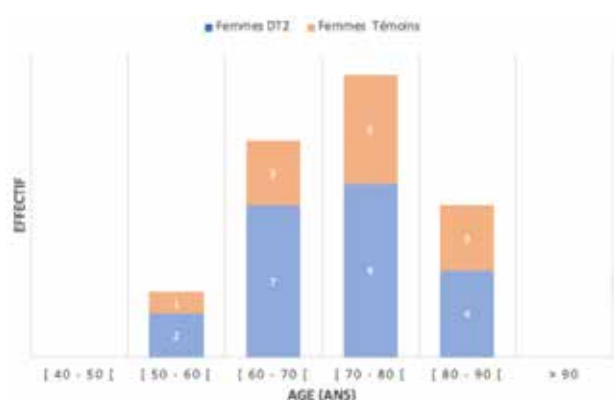


Figure 7 : Répartition de l'âge chez les femmes DT2 et témoins

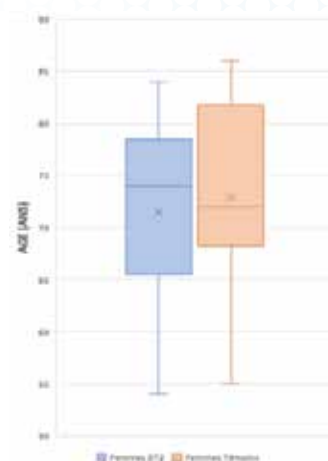


Figure 8 : Comparaison de l'âge chez les femmes DT2 et témoins

HOMMES

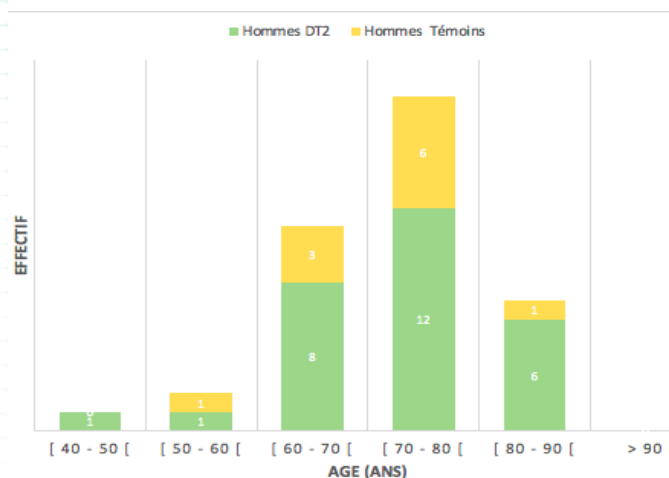


Figure 9 : Répartition de l'âge chez les hommes DT2 et témoins

1.3. Seuil d'intelligibilité de la population d'étude

Chez les femmes, la moyenne des seuils d'intelligibilité pour les diabétiques est de 58,3 dB et de 51,2 dB pour les témoins. Chez les hommes, la moyenne des seuils d'intelligibilité chez les diabétiques est de 52,6 dB et de 43,2 dB chez les témoins.

Ainsi, ces résultats dévoilent les hommes diabétiques ont un seuil d'intelligibilité significativement élevé par rapport aux hommes témoins. (Fig. 11 et 12)

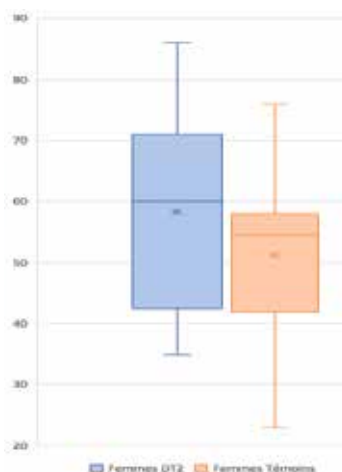


Figure 11 : Comparaison des seuils d'intelligibilité chez les femmes DT2 et les témoins

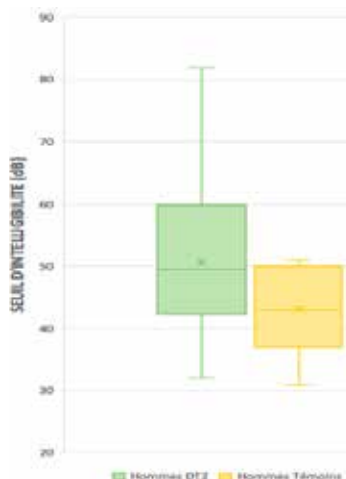


Figure 12 : Comparaison des seuils d'intelligibilité chez les hommes DT2 et les témoins

1.4. Seuil d'inconfort et maximum d'intelligibilité

L'étude comparative des seuils d'inconfort et maximums d'intelligibilité entre diabétiques et non-diabétique, ne révèle aucune différence statistique significative que ce soit chez les femmes ou les hommes.

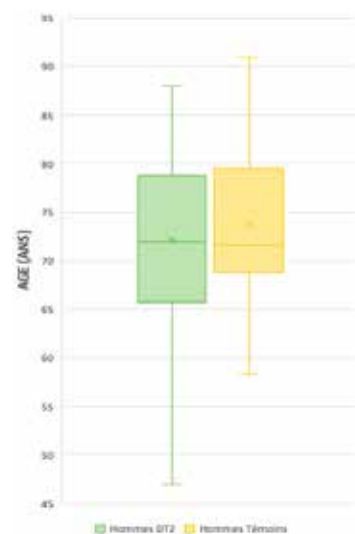


Figure 10 : Comparaison de l'âge chez les hommes DT2 et les témoins

2. Résultats du test d'intelligibilité dans le bruit

2.1 Statistiques descriptives

Parmi les patients qui ont accepté de revenir faire ce test de résistance à l'intelligibilité dans le bruit, d'après la figure 13, on compte 23 patients volontaires avec chez les hommes : 7 diabétiques (31%) pour 4 témoins (17%) et chez les femmes : 6 diabétiques (26%) et 6 témoins (26%). (Fig.13)

Ainsi, dans notre échantillon on observe que les témoins sont plus âgés que les diabétiques que ce soit chez les hommes et les femmes. Il faudra bien en tenir compte dans l'interprétation des résultats du test. Par ailleurs, la perte auditive tonale moyenne entre diabétiques et non diabétiques est statistiquement homogène chez les femmes et les hommes.

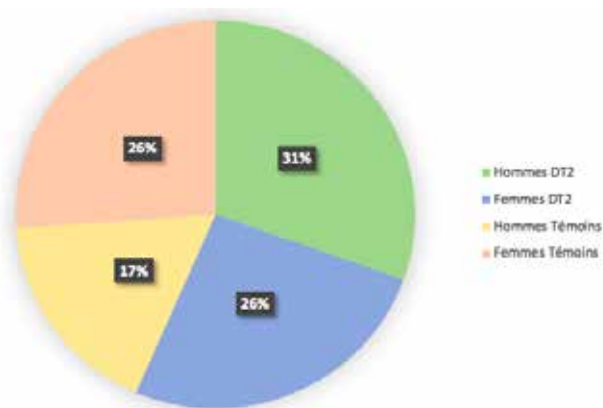


Figure 13 : Répartition de l'ensemble de la population (n= 23)

2.2 Résultats

Après avoir fait la moyenne de l'ensemble des résultats chez les femmes diabétiques et témoins nous obtenons les courbes vocales de la figure 14. On observe globalement que le pourcentage d'intelligibilité est légèrement supérieur chez les témoins par rapport aux diabétiques.

Néanmoins, les courbes vocales restent proche l'une de l'autre et ne démontrent pas une altération plus marquée de la compréhension en présence de bruit chez les diabétiques par rapport aux témoins.

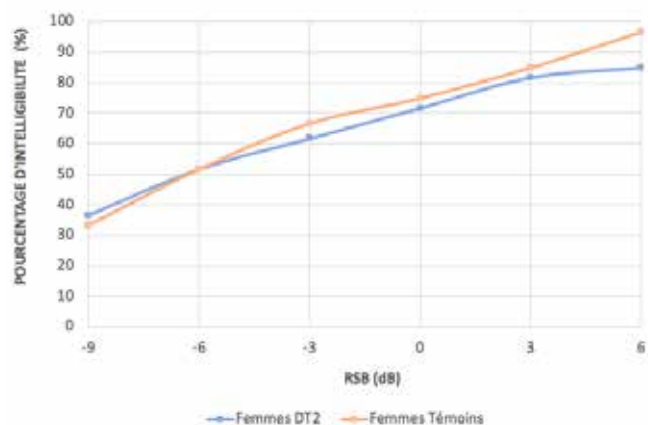


Figure 14 : Comparaison des courbes vocales en milieu bruyant obtenues chez les femmes diabétiques et les témoins

Cependant chez les hommes diabétiques et témoins, d'après les courbes vocales de la figure 15, on observe qu'avec un RSB de -9 dB les diabétiques ont 0% d'intelligibilité contre 32,5% chez les témoins et avec un RSB de 6 dB le pourcentage s'élève à 71,13% chez les diabétiques contre 95% chez les témoins. Ainsi, d'après ces résultats et l'allure des courbes vocales obtenues, on voit que les témoins comprennent mieux en présence de bruit que les diabétiques. De ce fait, on peut dire que la dégradation de l'intelligibilité est plus marquée chez les hommes diabétiques de notre échantillon.

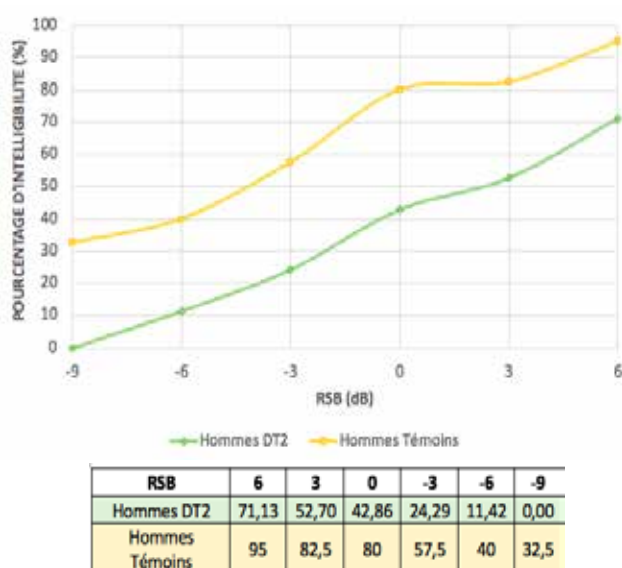


Figure 15 : Comparaison des courbes vocales en milieu bruyant obtenues chez les hommes diabétiques et les témoins

DISCUSSION

• Choix de la population :

Pour répondre à la question, à propos du besoin de prise en charge audioprothétique des malentendants diabétiques, le choix était de confronter deux groupes de patients appareillés : un groupe déclaré diabétique de type 2 stabilisé et un groupe contrôle ne l'étant pas.

Cette investigation effectuée sur un temps relativement court porte sur un nombre restreint de patients. Le constat tiré des analyses des éventuels biais démontre un éloignement de nos patients appareillés à la norme ISO 7029¹⁴ portant « sur la distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l'âge et du sexe ». S'ajoute à cela, les refus de participation à l'étude de certains patients ou encore la non-inclusion d'autres patients ne répondant pas aux critères fixés préalablement. Enfin, il me semble important de souligner l'impact de la crise sanitaire sur les recrutements de nos patients (refus de certains à se présenter en laboratoire).

Néanmoins, nous avons tout de même réussi à obtenir un groupe contrôle homogène en âge et au niveau de leur perte d'audition. Nous nous sommes également assurés du statut de nos patients diabétiques en prenant soin de recueillir leurs analyses biologiques. En ce qui concerne les témoins, il est vrai que nous pouvions remettre en doute leur statut et nous pouvions également nous demander s'il n'y aurait pas l'existence d'un diabète silencieux chez eux. A notre échelle, il aurait été difficile de demander aux patients témoins de passer des analyses médicales pour s'assurer qu'ils ne sont pas diabétiques mais dans le cadre d'une étude plus large il aurait été intéressant de le faire.

• Seuils audiométriques et perte auditive moyenne de la population :

Après comparaison des données d'audiométries tonales entre diabétiques et témoins, aucune différence statistique n'émerge. En conséquence, dans notre cohorte d'étude les diabétiques ne sont pas plus malentendants que ceux non-diabétiques. Cette homogénéité nous a permis de comparer l'influence de diverses variables entre les diabétiques et les non-diabétiques à pertes auditives égales.

Ces données audiométriques ne révélant pas de différences de pertes tonales entre nos deux groupes sont en accord avec plusieurs autres études sur le sujet. Selon les évaluations de Samelli et al¹⁷, sur 191 diabétiques et 710 individus non-diabétiques, adultes seniors (étude de ELSA-Brasil à Sao Paulo), il n'y a pas de différences statistiques retrouvées entre les seuils auditifs des deux groupes, après les avoir triés selon leur âge, leur sexe et selon la présence d'hypertension. En revanche, d'après la revue de Hong et al.¹² certains auteurs¹⁵ ont discuté des théories possibles sur les mécanismes physiologiques pouvant induire la perte d'audition chez les diabétiques. Et, parmi ces mécanismes, les microangiopathies diabétiques reviennent très souvent, celles-ci résulteraient d'une hyperglycémie et provoqueraient l'épaississement de la membrane basilaire et interféreraient directement dans l'approvisionnement de nutriment et d'oxygène dans la cochlée due à une ischémie (réduction du débit artériel). Ces processus physiologiques seraient probablement responsables d'un dysfonctionnement des cellules ciliées externes, à l'origine de la déficience auditive. A l'échelle de notre étude comparative de patients appareillés, le lien entre le diabète et la perte auditive tonale n'apparaît pas.

• L'influence de diverses variables sur la perte auditive de la population :

Après comparaison de la perte auditive des diabétiques et des témoins, selon le seuil d'intelligibilité, le maximum d'intelligibilité et le seuil d'inconfort, nous avons trouvés des résultats concordants avec certaines études précédemment réalisées. En effet, nos données révèlent que les seuils d'intelligibilité chez les diabétiques sont statistiquement plus élevés que chez les témoins et qu'ils sont significatifs chez les hommes.

De ce fait, nous nous sommes également posé la question d'une atteinte neuropathique puisque d'autres auteurs ³ ont précisé que le diabète serait la cause d'une dégénérescence du nerf auditif et que seule l'exploration d'épreuves et de bilans complémentaires tels que le réflexe stapédien, les PEAp ou la mesure de l'intelligibilité dans le bruit, pourraient révéler le réel impact du diabète.

• Test de résistance à l'intelligibilité dans le bruit :

Pour éclaircir cette piste de réflexion, nous avons ainsi décidé de poursuivre notre étude avec un test complémentaire mesurant la résistance de l'intelligibilité dans le bruit.

Les courbes vocales obtenues dans le bruit chez les femmes diabétiques et les témoins sont sensiblement les mêmes et ne démontrent pas une altération plus marquée de la compréhension chez les diabétiques. En revanche, chez les hommes diabétiques on constate que plus le bruit augmente, plus l'intelligibilité se dégrade creusant un écart avec les non diabétiques. Ainsi, on observe une dégradation de leur intelligibilité en présence de bruit. Une fois de plus, les résultats sont contrastés et reposent sur un échantillon de 7 patients masculins diabétiques et 4 patients masculins non diabétiques, ce qui ne permet pas d'établir une relation entre le diabète et la perte d'audition.

Par ailleurs, il est important de noter que l'interprétation de ces résultats (tout comme ceux obtenus en audiométrie vocale dans le silence) peut être biaisée puisqu'elle dépend du patient interrogé. Effectivement, plusieurs facteurs non contrôlables par l'opérateur mais propres à chaque sujet peuvent entrer en jeu. La fatigue, le stress, l'attention, la suppléance mentale ou encore la persévérance au cours du test malgré la difficulté sont autant de facteurs pouvant expliquer les différences trouvées entre les seuils d'intelligibilité et seuils de reconnaissance vocal mesurés.

• Observations complémentaires et autres pistes de réflexion possibles :

Le choix de ne pas inclure des patients diabétiques de type 1 s'explique par le fait que sur les 95 sujets constituant notre population d'origine, c'est-à-dire avant la conception des critères d'inclusion, seulement 3 individus étaient atteints de diabète de type 1. Le faible effectif de cette pathologie retrouvé dans notre cohorte initiale se justifie par son incidence qui est beaucoup plus rare. Avec un effectif élargi de diabétiques de type 1, on aurait peut-être observé un impact plus prononcé du diabète sur l'audition. Dans un autre cadre d'étude, il aurait été intéressant de savoir si, après de longues années de diabète, on observerait un effet de la maladie sur les différents aspects de l'audition étudiés dans ce mémoire.

De plus, nous avons convenu de retenir uniquement les patients diabétiques de type 2, ayant leur diabète stabilisé par

des médicaments car non seulement ils étaient majoritaires mais cela nous a aussi permis de nous affranchir d'éventuels biais liés à la non-stabilisation du diabète. De nouveau, l'étude des effets de l'instabilité du diabète serait un prolongement possible à notre travail. Enfin, nous aurions pu prendre en compte, lors du recrutement de nos patients diabétiques, l'ancienneté de leur pathologie. En effet, ce paramètre aurait constitué une variable intéressante à explorer. Le fait qu'une bonne partie de nos patients n'avait pas été en mesure de nous indiquer la date ni même l'époque du diagnostic de leur diabète, ne nous a pas permis d'inclure ce critère à notre étude. Ce serait également une autre piste d'exploration.

CONCLUSION

En l'état actuel des connaissances et des travaux de recherche scientifique, on ne connaît pas encore entièrement l'impact du diabète sur l'audition. L'étude menée par l'INSERM est l'une des premières en France à s'intéresser à la réflexion d'un possible lien entre le diabète et l'audition ainsi que sur les répercussions de cette pathologie chronique sur l'intelligibilité. En tant qu'audioprothésiste, j'ai donc été intéressée par cette question encore ouverte à ce jour sur la spécificité éventuelle des patients malentendants diabétiques. Ce mémoire, m'a permis d'étudier les pertes auditives chez des malentendants appareillés diabétiques avec des malentendants appareillés non diabétiques. Le but étant de savoir si l'impact du diabète sur l'audition nécessiterait une attention particulière dans la

prise en charge des malentendants diabétiques dans le cadre de la pratique quotidienne de l'audioprothésiste.

En résumé, la comparaison des deux groupes de patients du laboratoire ENTENDRE à Beauvais, montre qu'il n'existe pas de lien établi entre la perte auditive tonale et le diabète de type 2, au niveau de l'audibilité. Les malentendants diabétiques n'auraient alors jusqu'à preuve du contraire pas

d'altération au niveau de certains aspects de leur audition.

Néanmoins les recherches actuelles progressent puisqu'il a été retrouvé chez certaines souris de laboratoire des atteintes au niveau périphérique altérant ainsi le fonctionnement de l'oreille interne. Si l'influence du diabète ne s'exprime pas en périphérie, certains auteurs s'interrogent alors sur la possibilité d'une atteinte sous-estimée qui serait plus localisée au niveau des voies auditives centrales faisant penser à la neuropathie auditive.

En l'absence de conclusions certaines sur le sujet et dans l'attente de résultats sur les recherches en cours, dans un sens, il serait tout de même nécessaire de prêter un soin particulier aux patients diabétiques. Dans cette réflexion d'une éventuelle prise en charge audioprothétique spécifique du patient malentendant diabétique, il semblerait judicieux de renforcer les règles d'hygiène au cours des rendez-vous. En effet, compte tenu de l'existence d'infections graves telle que l'otite maligne externe, typiquement retrouvée chez le diabétique, il conviendrait de respecter rigoureusement les mesures hygiéniques. Par ailleurs, étant donné l'incertitude de l'effet du diabète sur la déficience auditive, la prévention des risques liés aux bruits s'avère plus qu'importante chez ces patients. Enfin, la prise en compte, lors de réglages audioprothétiques d'éventuels troubles d'intelligibilité notamment dans le bruit chez les patients diabétiques, serait également essentiel.

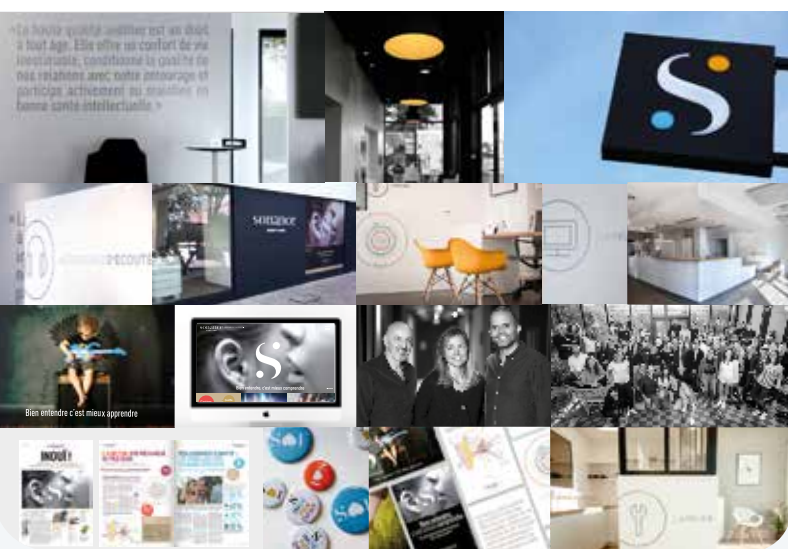
« En tant qu'audioprothésiste
J'AI DONC ÉTÉ INTÉRESSÉE PAR
CETTE QUESTION ENCORE OUVERTE
À CE JOUR SUR LA SPÉCIFICITÉ
ÉVENTUELLE DES PATIENTS
MALENTENDANTS DIABÉTIQUES. »

BIBLIOGRAPHIE

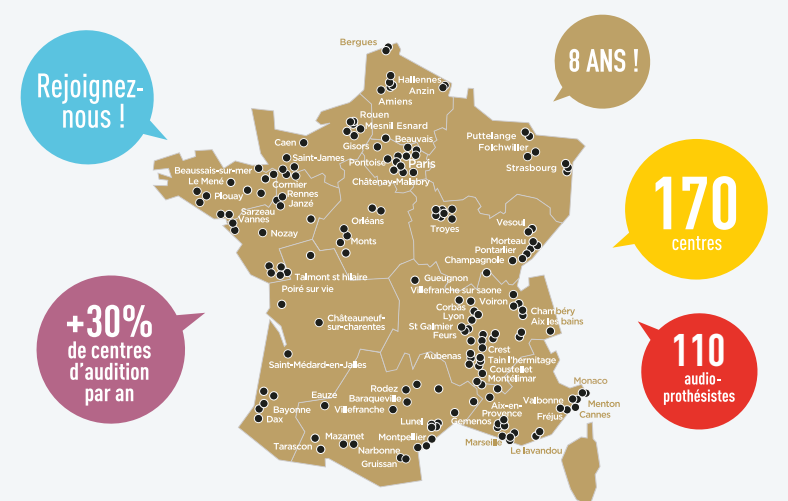
1. Akinpelu OV, Mujica-Mota M, Daniel SJ. (2014). « Is type 2 diabetes mellitus associated with alterations in hearing? A systematic review and meta-analysis ». *Laryngoscope*, 767-76.
2. Bainbridge, Kathleen E., Howard J. Hoffman, et Catherine C. Cowie. (1 juillet 2008). « Diabetes and Hearing Impairment in the United States: Audiometric Evidence from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999 to 2004 ». *Annals of Internal Medicine* 149, n°1: 1-10.
3. BIAP. « Recommandation biap 02/1 bis ». Consulté le 13 Août 2021. URL : <https://www.biap.org/en/recommendations/65-ct-2-classification-des-surdites/5-recommandation-biap-021-bis>.
4. Bilo, Grzegorz, Sergio Caravita, Camilla Torlasco, et Gianfranco Parati. (25 juin 2019). « Blood Pressure at High Altitude: Physiology and Clinical Implications ». *Kardiologia Polska* 77, n° 6: 596-603.
5. Botelho, Carla Tomaz, Sirley Alves da Silva Carvalho, et Ivani Novato Silva. (juin 2014). « Increased Prevalence of Early Cochlear Damage in Young Patients with Type 1 Diabetes Detected by Distortion Product Otoacoustic Emissions ». *International Journal of Audiology* 53, no 6: 402-8.
6. CNIL. (2018). « Recherches n'impliquant pas la personne humaine, études et évaluations dans le domaine de la santé Méthodologie de référence MR-004 ». Consulté le 23 Mars 2021. URL : <https://www.cnil.fr/fr/declaration/mr-004-recherches-nimpliquant-pas-la-personne-humaine-etudes-et-evaluations-dans-le>.
7. Fanny Toumayan. (2012). « Etude comparative entre deux types de surdités : La presbycusie légère et la presbycusie moyenne à sévère, concernant la dépendance des patients à leurs aides auditives ». *Mémoire DE d'Audioprothèse*, p23-28
8. Fédération Française des Diabétiques. « La glycémie ». Consulté le 15 Janvier 2021. URL : <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/glycemie>.
9. Fédération Française des Diabétiques. « L'HbA1c ou hémoglobine glyquée ». Consulté le 15 Janvier 2021. URL : <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/glycemie/hba1c>.
10. Fédération Française des Diabétiques. « L'insuline : le traitement du diabète par l'insulinothérapie ». Consulté le 15 Janvier 2021. URL : <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/traitement-diabete/linsuline>.

www.federationdesdiabetiques.org/information/traitement-diabete/linsuline.

11. Fédération Française des Diabétiques. « Qu'est-ce que le diabète ? ». Consulté le 15 Janvier 2021. URL : <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/diabete>.
12. Hong, OiSaeng, Julia Buss, et Elizabeth Thomas. (1 avril 2013). « Type 2 Diabetes and Hearing Loss ». *Disease-a-Month, Clinical Issues in Hearing Loss*, 59, n°4 139-46.
13. Isis diabète. « Le diabète de type 2, caractéristique et symptômes ». Consulté le 15 Janvier 2021. URL : <https://www.isisdiabete.fr/le-diabete/types-et-symptomes/diabete-de-type-2>.
14. ISO 7029:2017(fr), Acoustique (2017). « Distribution statistique des seuils d'audition en fonction de l'âge et du sexe ». Consulté le 17 Mars 2021. URL : <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:7029:ed-3:v1:fr>
15. Miller, Julian J., Lynne Beck, Adrian Davis, Diane E. Jones, et Alun B. Thomas. (1 septembre 1983) « Hearing Loss in Patients with Diabetic Retinopathy ». *American Journal of Otolaryngology* 4, n°5.
16. Revue Médicale Suisse. « Otites externes : une maladie auto-infligée ? » Consulté le 18 Août 2021. URL : <https://www.revmed.ch/revue-medecale-suisse/2007/revue-medecale-suisse-127/otites-externes-une-maladie-auto-infligee>.
17. Samelli, Alessandra G, Itamar S Santos, Renata R Moreira, Camila M Rabelo, Laurie P Rolim, Isabela J Bensenör, et Paulo A Lotufo. (janvier 2017) « Diabetes mellitus and sensorineural hearing loss: is there an association? Baseline of the Brazilian Longitudinal Study of Adult Health (ELSA-Brasil) ». *Clinics* 72, n° 1, 5-10.
18. Société Française d'Audiologie (SFA) « Guide des Bonnes Pratiques en Audiométrie de l'Adulte ». Consulté le 18 Mai 2021. URL : <https://www.sfaudiologie.fr/guide-de-bonnes-pratiques>.
19. Société Française d'Audiologie (SFA) « Guide des Bonnes Pratiques de l'Audiométrie Vocale ». Consulté le 18 Mai 2021. URL : <https://www.sfaudiologie.fr/guide-de-bonnes-pratiques>.
20. Uchida, Yasue, Saiko Sugiura, Fujiko Ando, Tsutomu Nakashima, et Hiroshi Shimokata. (25 juin 2010) « Diabetes Reduces Auditory Sensitivity in Middle-Aged Listeners More than in Elderly Listeners: A Population-Based Study of Age-Related Hearing Loss ». *Medical Science Monitor* 16, n°7, 63-68.



"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."



RÉSEAU D'AUDIOPROTHÉSISTES
INDÉPENDANTS

sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.

Contact Hervé Boubierka au 06 09 23 26 34 - www.sonance-audition.fr

UTILISATION DES ÉCOUTEURS WIRELESS AIRPODS PRO EN COMPENSATION DE DÉFICITS AUDITIFS



Auteur

Dylan GIRAN

Université de Montpellier

Depuis maintenant plusieurs années, de plus en plus d'individus utilisent les dispositifs grand public que sont les écouteurs Wireless. Parmi ces dispositifs, il existe les AirPods Pro qui présentent la caractéristique particulière de pouvoir amplifier l'environnement de façon personnalisée. L'objectif de cette étude est d'évaluer la pertinence de l'utilisation des AirPods Pro en mode amplification en compensation d'une surdité légère à moyenne.

Pour ce faire, des tests électroacoustiques ont été réalisés selon les normes A.N.S.I, le délai de traitement a été mesuré, la directionnalité a été testée et des mesures objectives (mesure in vivo et relève du S.I.I) et subjectives (épreuves audiométriques) ont été effectuées. Pour les épreuves audiométriques, 25 sujets de 18 à 69 ans présentant une surdité légère à moyenne ont participé (N=25).

Les résultats suggèrent que les AirPods Pro présentent un délai de traitement ainsi qu'une quantité d'amplification compatible avec la compensation d'une surdité légère à moyenne. En revanche, ils ne présentent pas d'effet directionnel et il n'existe pas pour le porteur de moyen pour contrôler la qualité de l'amplification. Les épreuves audiométriques font apparaître un gain tonal ainsi qu'un gain prothétique vocal dans le calme sur les listes dissyllabiques de Fournier significatif. Il n'y a aucun gain prothétique vocal dans le bruit significatif. Cette étude suggère que l'utilisation des AirPods Pro en compensation d'une perte auditive légère à moyenne présente des risques certains de mauvaise adaptation bien que ces dispositifs puissent être intéressant comme outils de sensibilisation.

Mots clés : AIRPODS PRO - AMPLIFICATION - SURDITÉ

INTRODUCTION

Les écouteurs Wireless inspirent, du moins sur l'aspect esthétique, de plus en plus les fabricants d'aides auditives. En quelques années, le port de ces écouteurs sans fil qui se connectent en Bluetooth à toutes sortes d'appareils a explosé (d'Huy, 2018). Initialement dédiés à l'écoute de supports vidéo ou de musique, leurs fonctionnalités s'étendent. Aux États Unis notamment, l'utilisation de certains d'entre eux en dispositif de compensation du déficit auditif en vente libre dit OTC (other-the-counteur) (Dacus, 2020) s'opère pour solutionner des problématiques de prix et de stigmatisation des aides auditives traditionnelles. Cependant, ce modèle

peine à décoller, les malentendants hésitant à envisager un produit qui n'est pas médicalement certifié et qui n'a pas de preuve d'efficacité à l'appui.

Aujourd'hui, les écouteurs Wireless les plus vendus dans le monde sont les AirPods d'Apple. Sa 1^{ère} version commercialisée en 2016, présentait l'inconvénient de couper le porteur de l'environnement extérieur. Depuis, Apple les a fait évoluer pour introduire en 2019 les AirPods Pro. Les AirPods Pro incluent une fonctionnalité leur permettant de se soustraire à la problématique de la coupure à l'environnement extérieur lors du port. Cette fonctionnalité, c'est la « transparence ». Le but est de créer une expérience immersive pour l'auditeur, reproduisant parfaitement l'oreille nue (Vinaya,

2017). Mais la « transparence » ne s'arrête pas là. Il est désormais possible de l'associer à une adaptation des écouteurs. En d'autres termes, il est possible d'amplifier des sons de l'environnement et ce, de façon personnalisée. Cette personnalisation peut se faire, soit manuellement, soit directement en fonction des données du dernier audiogramme présent dans l'application Santé. Depuis iOS14 (lorsque l'on parle de iOS, on fait référence au système d'exploitation propre à la marque Apple et qui concerne donc toutes les gammes d'appareils de types iPhone, iPod, iPad et les périphériques compatibles), l'application Santé inclue un module audition. À l'aide d'une application tierce compatible, il devient donc possible d'insérer un audiogramme dans Santé. Selon les applications tierces utilisées, il sera possible d'obtenir un audiogramme tonal liminaire qui comporte jusqu'à 8 points (125Hz, 250Hz, 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 3000Hz, 4000Hz, 8000Hz). Il apparaît donc possible d'adapter la « transparence » selon cet audiogramme tonal liminaire. La résultante ? Une amplification individualisée selon la perte auditive. Cela ne rappelle-t-il rien ?

La ressemblance peut être rapidement faite avec les OTC mais surtout avec les aides auditives. Pour rappel, en France, une aide auditive (ou audioprothèse) est « un dispositif médical à usage individuel destiné à compenser électro acoustiquement, au moyen d'une amplification appropriée, les pertes d'audition des malentendants ou les troubles de la compréhension. Le dispositif est de petite dimension et alimenté de façon autonome au moyen de batteries (piles ou accumulateurs) » (Légifrance, 2018).

Hors mention de dispositif médical, les différences ne semblent pas évidentes. Mais en pratique, ces écouteurs sans fil AirPods Pro peuvent-ils réellement compenser efficacement un déficit auditif ?

Le but de cette étude est d'explorer l'efficacité de ces écouteurs Wireless AirPods Pro dans leur configuration « amplification liée à l'audiogramme » comme dispositif de compensation du déficit auditif léger à moyen.

MATÉRIEL

Le matériel écouteurs Wireless AirPods Pro a été commandé en décembre 2020 et les tests ont débutés en janvier 2021. À la réception de l'appareil, l'application d'audiométrie mobile HearingTest a été téléchargée depuis l'App Store sur un iPhone XR. Le même smartphone a été utilisé pour chaque sujet. Un ensemble de 25 paires d'embouts auriculaires en silicone allant de la taille S À L ont également été commandés pour être utilisés dans l'étude. Une photo de l'appareil et la variété embouts sont inclus ci-dessous.

Cette étude, en plus des AirPods Pro, nécessite le matériel suivant :

- **Un local insonorisé** : Toutes les épreuves audiométriques ont été effectuées dans une cabine insonorisée respectant la réglementation en vigueur, soit les normes définies à l'article D. 4361-19 du Code de la Santé publique (Légifrance, 2005). Des mesures audiométriques ont été réalisées à l'aide d'un audiomètre AURICAL AUD, d'un casque TDH39, de cinq enceintes acoustiques amplifiées et de l'interface Otosuite.
- **Le logiciel Audacity** : C'est un logiciel d'édition audio ainsi que d'enregistrement de sons numériques.
- **Une chaîne de mesure et un module in vivo** : Des mesures électroacoustiques ont été réalisées à l'aide d'une chaîne de mesure HIT d'Otométrics et des mesures en in vivo à l'aide d'un module FreeFit.

- **Un KEMAR** : Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research : Créé à partir d'une moyenne de 5000 personnes, hommes et femmes confondus, il permet de simuler les caractéristiques acoustiques du conduit auditif externe. La cavité du conduit auditif externe du KEMAR est de 1,26 cc, et le « tympan du KEMAR » est un microphone permettant de recueillir les niveaux sonores.
- Des aides auditives de Classe I (Dream 330 et Enjoy 220 du fournisseur Widex).

MÉTHODE

Sujets retenus

La partie de l'étude nécessitant des épreuves audiométriques a été réalisée sur 25 sujets adultes volontaires, parmi eux 14 femmes et 11 hommes. La moyenne d'âge est de 58 ans ($\pm 7,2$). Les sujets inclus ont entre 18 et 69 ans, tranche d'âge au sein de laquelle le taux d'équipement en smartphone est le plus important (A.R.C.E.P, 2019). L'utilisation d'un smartphone étant nécessaire à l'utilisation des AirPods Pro, il est plus pertinent d'exclure les tranches d'âges les utilisant peu. Les mineurs sont exclus de cette étude. Les sujets présentent des pertes d'auditions neurosensorielles symétriques, légères à moyennes selon la classification du Bureau International d'Audiophonologie (BIAP), localisées sur les aigus. La PTA moyenne est de 34 dB HL ($\pm 2,6$) et ils atteignent tous le 100% lors de l'épreuve de l'audiométrie vocale dans le calme en liste dissyllabique de Fournier avec compensation parfaite. Ils sont tous appareillés depuis au moins 6 mois. Sont exclus de cette étude les sujets présentant un acouphène avec score au THI > 36, un phénomène de recrutement, un examen otologique non sain, une discordance tonale/vocale, une perte sévère ou profonde, une surdité asymétrique, un syndrome associé à la surdité ou bien ne parlant pas la langue française.

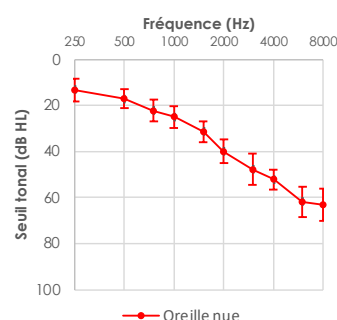


Figure 1 : Seuils tonaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles droite obtenus au casque de notre population (N=25).

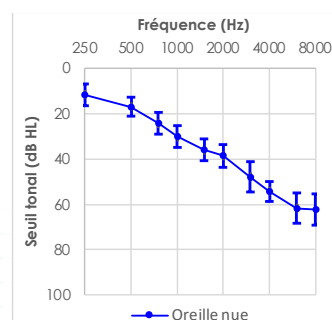


Figure 2 : Seuils tonaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles gauche obtenus au casque de notre population (N=25).

Mise en place de l'audiogramme dans l'application Santé

Pour la partie de l'étude nécessitant les épreuves audiométriques, l'audiogramme tonal liminaire au casque sur les fréquences 125Hz, 250Hz, 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 3000Hz, 4000Hz, 8000Hz a été réalisé sur chaque sujet. Pour les intégrer à l'application Santé du smartphone iPhone XR, les résultats ont été implémentés sur l'application HearingTest. L'application HearingTest étant compatible avec l'application Santé, les résultats se retrouvent enregistrés automatiquement.



Image 2 : Exemple d'audiogramme tonal liminaire implémenté dans l'application Santé sur iOS14

Utilisation des AirPods Pro

Les AirPods Pro seront connectés en Bluetooth 5.0 à un smartphone Apple iPhone XR. Dans un premier temps, les embouts auriculaires ont été sélectionnés pour chaque sujet. Pour cela, le test d'ajustement des embouts proposé à la connexion (censé favoriser les meilleures performances d'écoute) est effectué. Ensuite, dans l'onglet Accessibilité – AirPods - Réglages d'accessibilité audio sera choisie « Adaptation des écouteurs ». Dans cet onglet, il est possible de « régler l'audio » pour Audiogramme. Enfin, dans l'adaptation des écouteurs, seront activés les onglets, l'adaptation pour le « téléphone », pour le « multimédia » et surtout pour la « Transparence ». Une fois ces étapes complétées, une amplification liée à l'audiogramme renseigné est appliquée. Trois paramètres sont modifiables concernant l'adaptation des écouteurs :

- **L'amplification** : elle agit directement sur le gain et est réglable de 0 à 100
- **La balance droite-gauche** : permet de faire varier le gain entre l'écouteur droit et gauche
- **La tonalité** : Trois positions accessibles, plus sombre, entre les deux, plus clair.

Un paramètre écoute en temps réel permettant au téléphone de devenir un microphone déporté est désactivé.

Concernant la tonalité, « plus de clair » semble apporter une amplification des fréquences aigus plus importantes. Les sujets testés présentant des surdités légères à moyenne localisées sur les aigus, nous émettons l'hypothèse d'une meilleure audibilité lors de l'enclenchement de cette fonctionnalité.

Test de directionnalité

L'objectif de ce test sera la mise en évidence de la présence ou de l'absence d'un effet directionnel des AirPods Pro en mode transparence. L'utilisation des microphones directionnels constitue le dispositif le plus efficace pour l'amélioration du confort auditif et de l'intelligibilité en milieu bruyant pour des sujets malentendants appareillés (Renard, et al., 2014). Apple annonçant deux microphones beamforming sur ses AirPods Pro, il est intéressant de tester s'ils engendrent un effet directionnel. Pour ce faire la chaîne de mesure in vivo est utilisée afin d'évaluer le REUG (Real Ear Unaided Gain) et REAG (Real Ear Aided Gain) à différents azimuts (0°, 45°, 90°, 135°, 180°). Les REUG et REAG renseignés seront obtenus à l'aide



Image 3 : Écran d'accueil du contrôle de l'adaptation des écouteurs AirPods Pro

d'un signal d'entrée type ISTS à 65 dB SPL. Les résultats seront reportés sur diagramme polaire. Les différences de niveaux au tympan obtenues aux différents azimuts pour le REUG seront comparées avec les mêmes différences obtenues au REAG. Nous évaluerons donc si les différences de niveau relevés au tympan sont dues à l'azimut ou bien à l'effet directionnel induit par les microphones.

Mesure du délai de traitement

Pour les pertes auditives légères à moyennes, un délai de traitement qui se manifeste par un décalage entrée – sortie supérieur à 20ms peut devenir déroutant pour le porteur du dispositif de compensation (Stone, et al., 1999).

Il apparaît donc nécessaire de mesurer ce délai de traitement pour les AirPods Pro. Pour mesurer ce décalage entrée sortie, nous avons utilisé un signal sinusoïdal (1000 Hz) d'une durée de 1s généré et enregistré sur le logiciel Audacity.

Ce signal a ensuite été présenté (à un niveau important fixée) au KEMAR, à azimut 0° à l'aide d'une enceinte acoustique amplifiée, et ce, selon deux conditions :

- KEMAR oreilles nues
- KEMAR avec AirPods Pro associée à une amplification

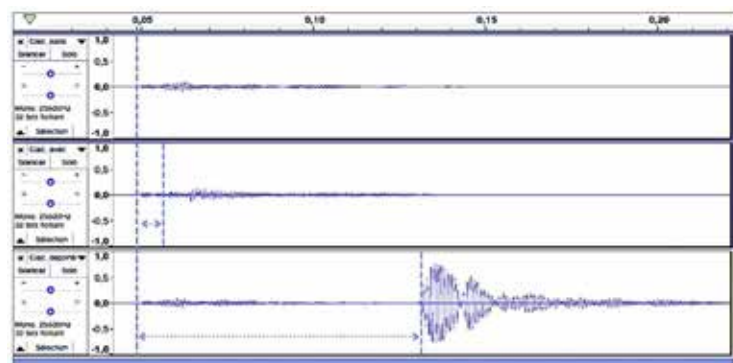


Image 4 : Mesure du temps de traitement des AirPods Pro en configuration transparence puis en mode « écoute en temps réel » à l'aide du logiciel Audacity.

Le KEMAR permet de relever l'amplitude du signal en fonction du temps au fond du conduit auditif externe. Le délai entre le 1er signal (direct) et le 2nd signal (après amplification) est mesuré à l'aide du logiciel Audacity. Le temps entre les deux sera notre délai de traitement. L'expérience est renouvelée 4 fois. Le résultat final du délai de traitement sera la moyenne de ces 4 expériences. Le smartphone pouvant servir de microphone déporté à l'aide de la fonctionnalité « écoute en temps réel », l'expérience est renouvelée en remplaçant le microphone des écouteurs par le microphone du smartphone. Ce dernier sera placé au plus proche du pavillon du KEMAR. Les mesures sont relevées suivant la même procédure.

Mesures électroacoustiques en chaîne de mesure

Des mesures électroacoustiques ont été réalisées à l'aide de la HIT afin de déterminer

les caractéristiques des écouteurs Wireless. L'un des écouteurs AirPods Pro est connecté au smartphone et lié avec le coupleur 2cc (ou HA-1). Pour réaliser les mesures de niveaux de sortie [OSPL Max (output SPL), HFA OSPL90 (high-frequency average)] et de gains [FOG50 Max (full-on gain), HFA FOG50], l'amplification des écouteurs a été poussée au maximum. Pour cela les seuils liminaires les plus hauts (100dB HL) ont été implémentés dans l'application Santé sur les fréquences [125Hz - 8000Hz]. Les mesures de paramètres importants tels que le niveau de bruit de fond ainsi que la distorsion ont aussi été réalisées. Pour ces mesures, le RTG (reference test gain) a été calculé selon la norme ANSI 3.22 .2003 telle que, pour 60 dB d'entrée, le gain HFA (moyenne à 1000, 1600 et 2500 Hz) soit de 17 ± 1 dB inférieur à l'HFA OSPL90 (ANSI 3.22, 2003).

RTG obtenu quand $HFA\ OSPL90 - HFA\ OSPL60 = 17 \pm 1$ dB

Ces mesures permettront d'évaluer la qualité du système des différents transducteurs (microphone – amplificateur – écouteur). Les résultats seront comparés aux valeurs de tolérances, 3% maximum aux fréquences 500Hz, 800Hz et 1600Hz pour la distorsion, 28 dB SPL maximum avec une tolérance de ± 3 dB pour le bruit de fond (Staab , 2002). Les mesures électroacoustiques seront mesurées pour chacun des deux écouteurs.

Mesures in vivo

Afin d'estimer la pertinence des gains appliqués par les AirPods Pro avec amplification liée à l'audiogramme seront réalisées :

- La comparaison des gains prescrits pour cinq audiogrammes tonaux liminaires aléatoires avec les gains cibles de la méthodologie NAL-NL2 pour ces mêmes audiogrammes. Cette méthodologie a été choisie en raison de son utilisation commune et de son efficacité (Keidser, et al., 2011). Pour cette comparaison, les cibles NAL-NL2 seront celles prescrites pour un appareillage de type intra-auriculaire ITC car elles présentent les caractéristiques de positionnement les plus semblables aux AirPods Pro. Les REIG (Real Ear Insertion Gain) mesurés et simulés (cibles) le seront pour un signal type ISTS à 55dB SPL, 65 dB SPL et 80 dB SPL.
- La relève du SII (Speech Intelligibility Index) pour les amplifications allouées à ces cinq mêmes audiogrammes tonaux liminaires. Le SII est une fonction qui a été élaborée dans le but de prédire la reconnaissance vocale d'un sujet en fonction des sons perçus ou transmis, donc de l'audibilité. D'après cet index, l'intelligibilité doit augmenter lorsque l'audibilité augmente. Ce postulat est vrai pour les sujets normo-entendants et fiable pour les malentendants dont la perte auditive est légère ou moyenne (Gallego , et al., 2013).

Les comparaisons et relevés seront effectués dans deux configurations :

- Premier ajustement basé uniquement sur l'audiogramme sans modification manuelle : configuration [1].
- Ajustement manuel se rapprochant le plus possible des cibles NAL-NL2 : configuration [2].

Épreuves audiométriques

Les tests audiométriques ont été réalisés sur deux rendez-vous :

- **1er rendez-vous** : Une otoscopie sera effectuée sur chaque sujet. Une audiométrie tonale liminaire en sons purs wobulés sera réalisée au casque sur les fréquences 1000Hz, 1500Hz, 2000Hz, 3000Hz, 4000Hz, 8000Hz puis 750Hz, 500Hz, 250Hz (Bizaguet, et al., 2007). Cette même audiométrie sera réalisée

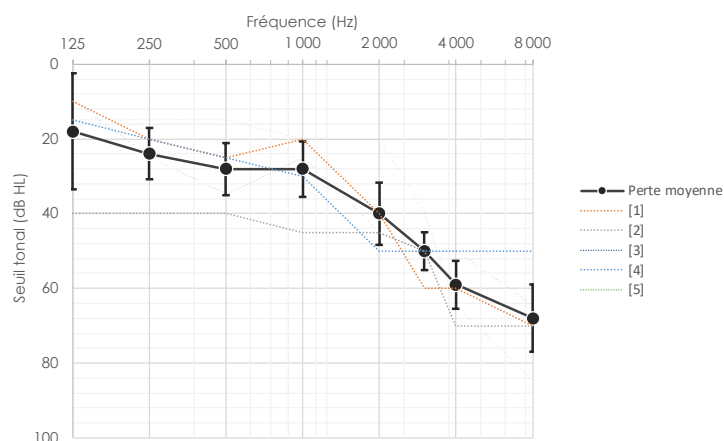


Figure 3 : Seuils tonaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques simulés (N=5) pour les mesures in vivo.

à nouveau, cette fois en champ libre oreilles séparées. L'oreille controlatérale sera obturée au moyen d'un bouchon en silicone souple. Ensuite, l'épreuve d'audiométrie vocale en champ libre oreilles séparées sera effectuée avec le même procédé d'obturation. Le matériel vocal utilisé sera les listes dissyllabiques de Fournier, composées de 40 listes de 10 mots. Enfin, l'épreuve audiométrique vocale dans le bruit sera réalisée. Cette dernière sera effectuée en champ libre dans des conditions diotiques soit le bruit et le signal de parole venant d'une même enceinte acoustique amplifiée placée en face du sujet. Le niveau du signal de parole sera fixé à 60 dB SPL et le niveau de bruit variera par pas de 3dB. Le signal de parole repose sur les listes dissyllabiques de Fournier, le bruit sur un signal « cocktail party ». Le bruit "cocktail Party" représente une ambiance type restaurant avec des conversations de deux couples (un français et un anglais), du bruit de verres, du bruit de couverts et d'assiettes en fond sonore. Ce type de bruit est très représentatif des ambiances sonores que nous pouvons rencontrer dans un restaurant car il est fluctuant dans le temps. Ces fluctuations sont indépendantes des mots (Collet , et al., 2012).

- **2nd rendez-vous** : L'otoscopie est à nouveau réalisée. Les écouteurs AirPods Pro sont placés sur les sujets avec l'amplification adaptée à l'audiogramme tonal liminaire réalisée au rendez-vous précédent. Le gain prothétique tonal et vocal est effectué dans les mêmes conditions de tests que les mesures réalisées sans amplification.

NB : Les oreilles à tester seront sélectionnées aléatoirement lors des mesures afin d'éviter tout biais d'accoutumance.

Pour une plus grande lisibilité et compréhension, les résultats seront comparés avec ceux obtenus pour 12 sujets (sur les 25 testés) porteurs d'aides auditives de Classe I ayant réalisés les épreuves audiométriques dans des conditions similaires. Tous étaient équipés d'un appareillage auditif stéréophonique de type écouteur déporté dans le conduit (RIC : Receiver In the Canal) du fournisseur Widex (modèles Dream 330 et Enjoy 220). Le data logging est de 8,7 heures ($\pm 1,1$). Les différences entre AirPods Pro et aides auditives de Classe I seront moyennées et les intervalles de confiance étudiés. Si l'intervalle de confiance croise 0, alors il n'y aura pas de différences significatives. Si l'intervalle ne croise pas 0, alors il y aura différence significative (voir annexes pages 35, 41 ,42, 46 et 47).

RÉSULTATS

Test de directionnalité

La configuration [1] (Figure 2), met en évidence la directionnalité de l'oreille nue. Le niveau sonore au tympan est plus important lors de la présentation du signal d'entrée (ISTS 65 dB SPL) à azimuth 90°. Il est au contraire le plus faible lors de la présentation du même signal à 180°. Le REUG met en évidence la gain éthymotique de l'oreille. L'oreille nue amplifie, par ses caractéristiques physiques, les fréquences [2000Hz-8000Hz] avec un pic sur la fréquence 3000Hz. La configuration [2] (Figure 3) correspond au niveau au tympan en mode « transparence » avec les AirPods Pro (REAG). Le niveau sonore au tympan est toujours plus important lors de la présentation du signal d'entrée (ISTS 65 dB SPL) à azimuth 90°. Il est toujours le plus faible lors de la présentation du même signal à 180°. La configuration [2] ne met pas en évidence de différence de niveau sonore selon l'azimut par rapport à la configuration [1]. Ces résultats suggèrent que les AirPods Pro en mode « transparence » ne bénéficient pas d'effet directionnel.

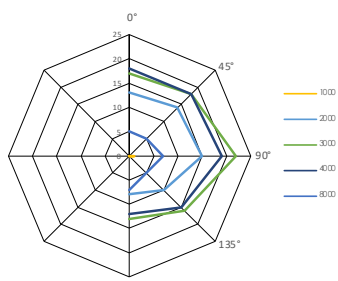


Figure 4 : Configuration [1] Real Ear Unaided Gain (REUG) aux azimuts 0°, 45°, 90°, 135° et 180°. Gain (en dB) éthymotique de l'oreille nue en fonction de la fréquence.

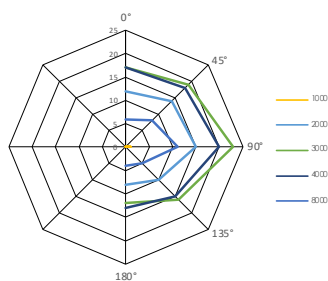


Figure 5 : Configuration [2] Real Ear Aided Gain (REAG) aux azimuts 0°, 45°, 90°, 135° et 180°. Gain (en dB) avec les AirPods Pro en mode transparence en fonction de la fréquence.

Mesure du délai de traitement

Un délai de traitement moyen beaucoup plus court a été mesuré pour les AirPods Pro en configuration transparence avec amplification (4 ms $\pm$ 3,4) que pour la configuration « coute en temps réel » (80 ms $\pm$ 5,2). L'écoute en temps réel induit un délai largement supérieur au maximum acceptable (20ms).

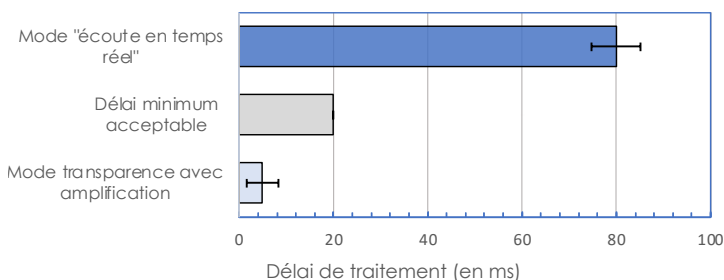


Figure 6 : Délai de traitement des AirPods Pro en configuration transparence puis en mode « écoute en temps réel ».

Mesures électroacoustiques en chaine de mesure

Le tableau 1 présente les caractéristiques électroacoustiques des écouteurs Wireless AirPods Pro utilisés lors de cette étude. Les niveaux et gains obtenus avec l'amplification maximale sont reportées sous « Gain max », les résultats obtenus à partir du RTG sont reportés sous « Gain test référence RTG ». Les

résultats respectent les valeurs de tolérances (en dessous de 3% aux fréquences 500,800, 1600Hz) pour la distorsion et pour le bruit de fond (en dessous de 28 dB SPL avec une tolérance de $\pm$ 3 dB SPL). Aucune différence significative n'a été trouvée entre les écouteurs droit et gauche. Le niveau de sortie maximal atteint au coupleur 2cc est de 107 dB SPL, le gain maximal est lui de 34 dB SPL.

Gain max		
	Écouteur Wireless droit	Écouteur Wireless gauche
OSPL, Cèle (dB SPL)	106	107
OSPL, HFA (dB SPL)	97	98
FOG, Cèle (dB SPL)	34	34
FOG, HFA (dB SPL)	30	30
Gain test référence (RTG)	20	21
Gain test référence (RTG)		
Distorsion 500Hz	0.2 %	0.3 %
Distorsion 800Hz	0.3 %	0.2 %
Distorsion 1600Hz	0.3 %	0.4 %
Niveau de bruit de fond équivalent (dB SPL)	26	26

Tableau 1 : Caractéristiques électroacoustiques des écouteurs Wireless AirPods Pro

Mesures in vivo

La configuration [1] (Figure 3), sans ajustement manuel de l'amplification, présente un écart aux cibles NAL-NL2 plus important pour les niveaux en entrée faibles (55dB SPL) que pour les niveaux moyens (65 dB SPL) et forts (80dB SPL). Les AirPods Pro semblent sous amplifier les fréquences basses [250Hz-1000Hz] et les fréquences aiguës [4000Hz-8000Hz] et sur amplifier les fréquences médiums [2000Hz-3000Hz]. La configuration [1] peut être assimilée à une sous amplification globale. La configuration [2] (Figure 4), avec ajustement manuel, présente une plus grande correspondance avec les cibles NAL-NL2 pour les niveaux d'entrée faibles (55dB SPL), moyens (65dB SPL) et forts (80dB SPL). Les fréquences [500Hz-3000Hz] ont une correspondance aux cibles quasi parfaite en [2]. Les fréquences 250Hz et [4000Hz-8000Hz] présentent une distance aux cibles similaire dans les configurations [1] et [2]. L'écart global est inférieur à 5dB par fréquence en [1] et [2], suggérant une proximité entre la stratégie d'amplification des AirPods Pro et la méthodologie NAL-NL2.

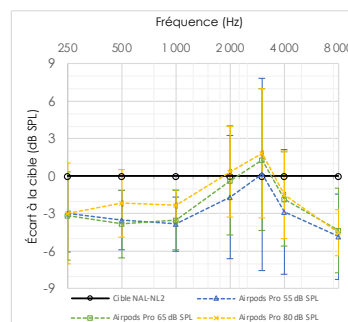


Figure 7 : Écart aux cibles des méthodologies NAL-NL2 pour les niveaux d'entrée 55dB SPL, 65 dB SPL et 80 dB SPL dans la configuration [1], sans ajustage.

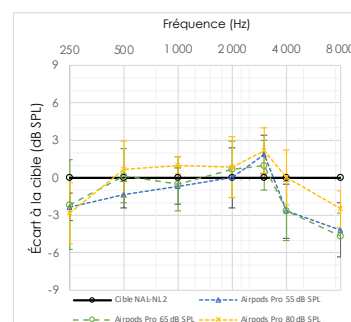


Figure 8 : Écart aux cibles des méthodologies NAL-NL2 pour les niveaux d'entrée 55dB SPL, 65 dB SPL et 80 dB SPL dans la configuration [2], avec ajustage.

La relève du SII aux niveaux d'entrée 55 dB SPL, 65 dB SPL et 80 dB SPL oreilles nues puis dans les configurations [1] et [2] laisse apparaître un apport significatif de l'audibilité avec les AirPods Pro aux niveaux 55 dB SPL, 65 dB SPL et 80 dB SPL. Il n'y a pas de différence significative au niveau de l'audibilité entre la configuration [1] (sans ajustement manuel de l'amplification) et la configuration [2] (avec ajustement manuel de l'amplification à l'aide de la MIV) quel que soit le niveau d'entrée.

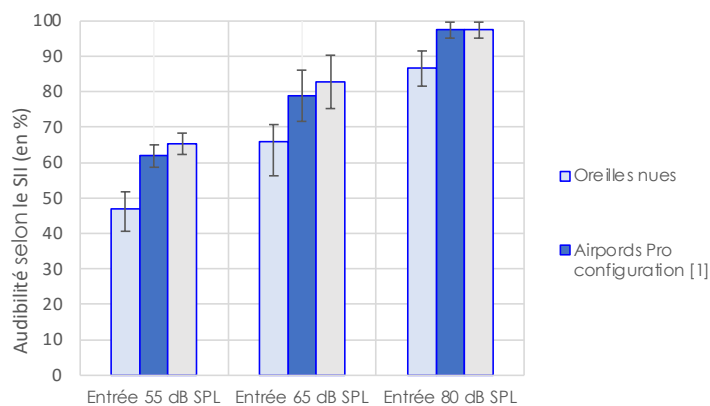


Figure 9 : Speech Intelligibility Index aux niveaux d'entrée 55, 65 et 80 dB SPL pour trois configurations : oreilles nues, avec AirPods Pro [1] et avec AirPods pro + MIV [2].

Épreuves audiométriques

La figure 10 représente la moyenne des seuils auditifs tonaux mesurés en champ libre, en fonction de la fréquence, pour 25 adultes volontaires (N=50) ainsi que la moyenne des gains prothétiques tonaux correspondants avec AirPods Pro. La PTA moyenne est de 34 dB HL ($\pm 2,6$) oreilles nues et 25 dB HL ($\pm 1,4$) avec les AirPods Pro. Le gain prothétique tonal est significatif sur les fréquences [1000Hz-6000Hz] mais non significatif sur les fréquences [250Hz-750Hz] et [8000Hz].

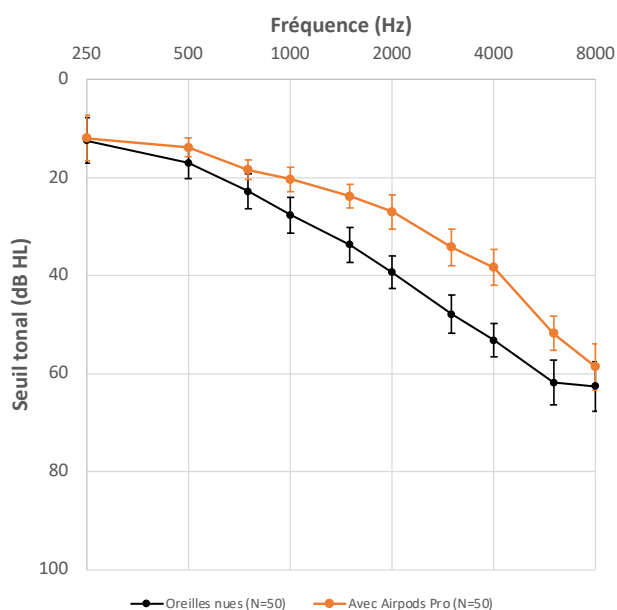


Figure 10 : Seuils tonaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles séparées obtenus en champ libre et gain prothétique avec AirPods Pro de notre population (N=50).

La figure 11 représente la moyenne des audiogrammes vocaux oreilles nues pour la population complète (N=50) ainsi que la moyenne des gains prothétiques vocaux correspondants avec AirPods Pro. Le SRT moyen est de 37dB HL ($\pm 2,9$) oreilles nues et 32dB HL ($\pm 2,2$) avec les AirPods Pro. Le gain prothétique vocal avec les AirPods Pro est significatif aux niveaux 30 dB HL et 50 dB HL mais non significatif sur les autres niveaux.

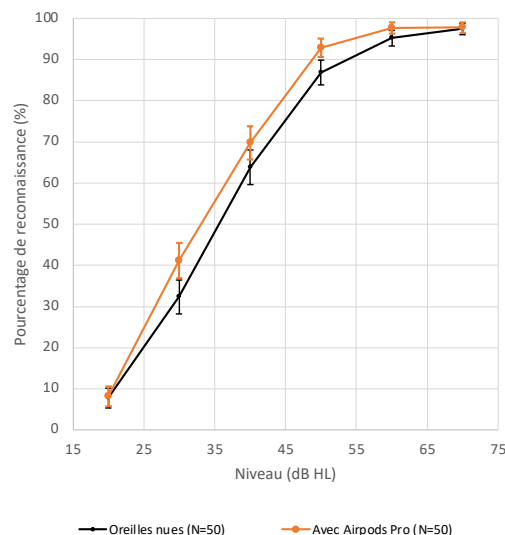


Figure 11 : Seuils vocaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles séparées obtenus en champ libre et gain prothétique avec AirPods Pro de notre population (N=50).

La figure 12 représente la moyenne des audiogrammes vocaux dans le bruit oreilles nues pour la population complète (N=25) ainsi que la moyenne des gains prothétiques vocaux dans le bruit correspondant avec AirPods Pro. Le gain prothétique vocal dans le bruit avec les AirPods Pro est significatif pour un RSB de 0 dB, en revanche, les AirPods Pro n'apportent pas d'amélioration significative pour les autres RSB.

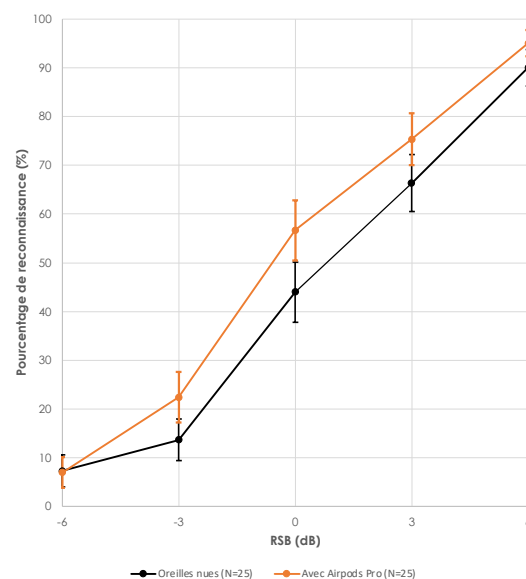


Figure 12 : Pourcentage de reconnaissance des listes dissyllabiques de Fournier en présence d'un bruit de type cocktail party. Moyenne et écart-types obtenus en champ libre et gain prothétique avec AirPods Pro de notre population (N=25).

Comparaison avec aides auditives Classe I :

La figure 13 représente la moyenne des seuils auditifs tonaux mesurés en champ libre, en fonction de la fréquence, pour 12 sujets de notre population. La figure 13 représente aussi le gain prothétique tonal correspondant avec AirPods Pro et avec aides auditives de Classe I pour cette même population. La PTA moyenne est de 33 dB HL ($\pm 3,6$) oreilles nues, 26 dB HL ($\pm 1,7$) avec les AirPods Pro et de 23 dB HL ($\pm 1,2$) avec les aides auditives de Classe I. Les aides auditives de Classe I présentent un gain prothétique significatif sur les fréquences [1000Hz - 8000Hz]. Les AirPods Pro présentent un gain significatif sur les fréquences [1500Hz - 4000Hz]. Si les différences entre AirPods Pro et aides auditives de Classe I sont moyennées et que l'on étudie l'intervalle de confiance de ces moyennes, il est possible d'affirmer que les aides auditives de Classe I présentent un gain tonal significatif par rapport aux AirPods Pro pour [1500Hz, 3,9 dB d'amélioration ($\pm 3,2$)], [2000Hz, 3,1 dB d'amélioration ($\pm 2,6$)], [3000Hz, 4,6 dB d'amélioration ($\pm 4,4$)], [8000Hz, 12,3 dB d'amélioration (± 9)].

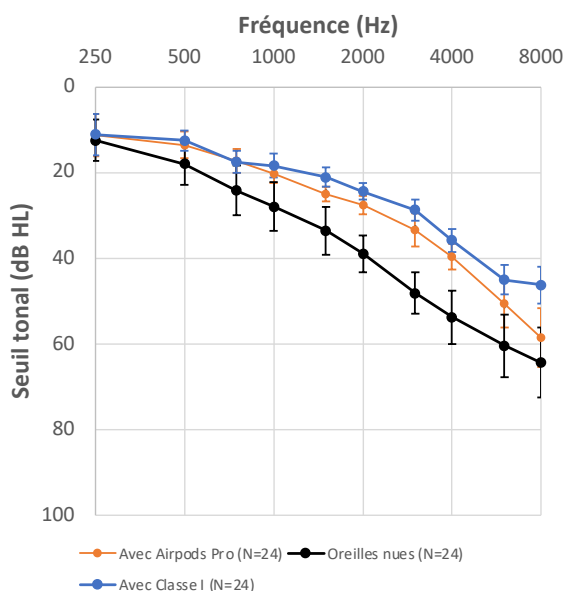


Figure 13 : Seuils tonaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles séparées obtenus en champ libre et gains prothétiques avec AirPods Pro et Aides auditives de Classe I pour notre population (N=24).

La figure 14 représente la moyenne des audiogrammes vocaux oreilles nues pour la population (N=24) ainsi que les gains prothétiques vocaux correspondants avec AirPods Pro et avec aides auditives de Classe I. Le SRT moyen est de 35dB HL ($\pm 3,3$) oreilles nues, 32dB HL ($\pm 2,7$) avec les AirPods Pro et de 31 dB HL ($\pm 1,7$) avec des aides auditives de Classe I. Le gain prothétique vocal avec les AirPods Pro est significatif au niveau 40 dB HL mais non significatif sur les autres niveaux. Les aides auditives de Classe I apportent un gain prothétique vocal significatif aux niveaux 40 dB HL et 50 dB HL mais n'apportent aucune amélioration significative de l'intelligibilité sur les autres niveaux pour l'échantillon testé. Il n'y a pas de différence significative entre les AirPods Pro et les aides auditives de Classe I si l'on étudie les moyennes des différences et leurs intervalles de confiance.

La figure 15 représente la moyenne des audiogrammes vocaux dans le bruit oreilles nues ainsi que les gains prothétiques vocaux dans le bruit correspondant avec AirPods Pro et avec

aides auditives de Classe I pour N=12. Le gain prothétique vocal dans le bruit avec les AirPods Pro n'est pas significatif pour l'échantillon testé. Les aides auditives de Classe I apportent une amélioration significative pour les RSB -3, 0 et 3 dB mais aucune amélioration significative aux autres. Si les différences entre AirPods Pro et aides auditives de Classe I sont moyennées et que l'on étudie l'intervalle de confiance de ces moyennes, il est possible d'affirmer que les aides auditives de Classe I présentent un gain dans le bruit significatif aux RSB suivants : -3 dB (15% d'amélioration ± 8), 0 dB (23% d'amélioration ± 12), 3 dB (14% d'amélioration ± 11).

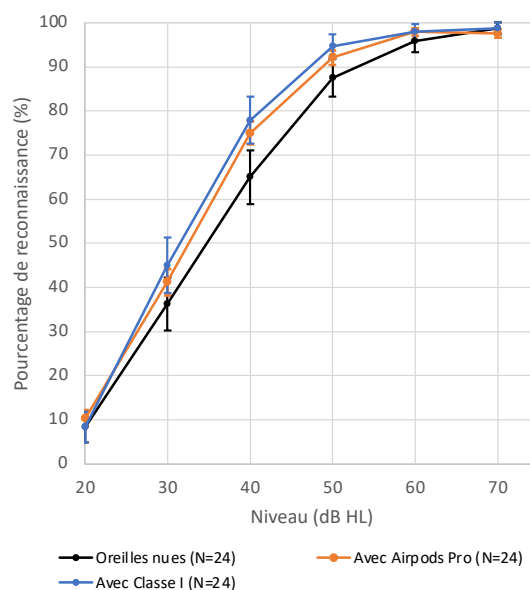


Figure 14 : Seuils vocaux en dB HL. Moyenne et écart-types des seuils audiométriques oreilles séparées obtenus en champ libre et gain prothétique avec AirPods Pro et aides auditives de Classe I pour notre population (N=24).

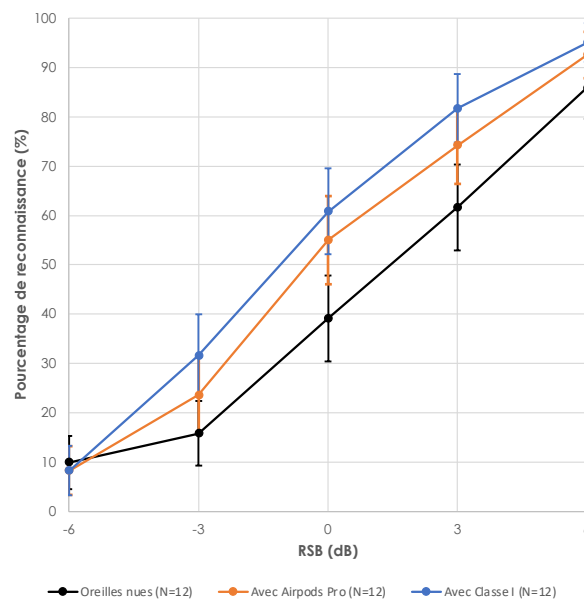


Figure 15 : Pourcentage de reconnaissance des listes dissyllabiques de Fournier en présence d'un bruit de type cocktail party. Moyenne et écart-types obtenus en champ libre et gain prothétique avec AirPods Pro et aides auditives de Classe I pour notre population (N=12).

DISCUSSIONS

Test de directionnalité

Les résultats suggèrent que les AirPods Pro ne bénéficient pas d'un effet directionnel malgré leurs deux microphones par écouteurs. C'est un inconvénient majeur sachant que les systèmes directionnels représentent la seule solution éprouvée pour améliorer la reconnaissance vocale dans le bruit. Cette absence de directionnalité s'explique par l'utilisation faite par Apple des deux microphones présents. Un seul des deux est dédié à la captation des sons ambiants. Le 2nd est placé dans la conque. Cette disposition est utilisée, non pas pour amplifier les sons externes captés mais pour la réduction de bruit active. L'effet directionnel aurait été intéressant pour les porteurs normo-entendants ou ne présentant que des difficultés dans le bruit. Il aurait pu permettre une meilleure intelligibilité dans les environnements bruyant et ce, sans amplification particulière.

Mesure du délai de traitement

Les résultats obtenus concernant le délai de traitement sont compatibles avec une bonne qualité sonore. Les AirPods Pro avec amplification présentent un délai de traitement d'environ 4ms, inférieur au 20ms à partir duquel il peut devenir perturbant pour le porteur. Ce délai correspond à celui des aides auditives numériques qui varie de 2 à 11 ms selon les algorithmes utilisés (Colin, et al., 2015) voire descend jusqu'à 0,5ms pour des aides auditives plus récentes (Winter Belling, et al., 2020). De précédentes études (De Sousa, et al., 2019), (Nguyen, 2020) ont mis à l'épreuve le délai de traitement d'écouteurs Wireless transformés en aides auditives à l'aide d'une application smartphone. Ce couplage smartphone – écouteurs induisait une latence bien trop longue, au-delà de la plage acceptable (<20 ms). Cette latence était due au délai du Bluetooth, le traitement du signal s'effectuant via le smartphone avant d'être transmis aux écouteurs.

Les résultats obtenus suggèrent donc que le traitement du signal se fait par l'intermédiaire de la puce des AirPods et non du smartphone.

Lors de la mesure du temps de traitement lors du passage de l'iPhone en microphone déporté à l'aide de la fonctionnalité « écoute en temps réel », une latence trop importante est relevée (90ms).

Mesures électroacoustiques en chaîne de mesure

La mesure du niveau de sortie maximal atteint au coupleur 2cc est de 107 dB SPL. Cette valeur est compatible avec une utilisation sans risque accru pour les porteurs de ces écouteurs Wireless. Le gain maximal de 34 dB SPL limite les possibles utilisateurs de ces solutions aux seules pertes légères à moyennes, la réserve de gain disponible n'étant pas suffisante pour compenser un déficit auditif plus important. Le taux de distorsion harmonique faible (THD respectant les valeurs de tolérances soit en dessous de 3% aux fréquences 500, 800, 1600Hz) ainsi que le niveau de bruit de fond inférieur à 28 dB SPL suggère que le circuit des AirPods Pro est capable de transmettre un signal sans altérer la qualité du son, compatible donc avec une utilisation pour certains déficients auditifs. Ces résultats révèlent donc que les AirPods Pro produisent une amplification suffisante avec une distorsion suffisamment faible pour répondre aux besoins d'amplification d'un sujet atteint d'une surdité légère à moyenne. Il est déjà possible de trouver

des études électroacoustiques sur les OTC (other-the-counter) qui parviennent à des conclusions similaires (Reed, et al., 2017).

Mesures in vivo

Il apparaît que l'amplification apportée par les AirPods Pro semble correspondre aux configurations des audiométries tonales renseignées. Cette correspondance n'est pas parfaite (entre -5dB et +3dB par rapport aux cibles NAL-NL2 en moyenne selon les fréquences) sans ajustement manuel effectué avec la chaîne de mesure in vivo, mais l'on peut considérer que les amplifications apportées sont cohérentes. Les trois paramètres de réglages manuels disponibles (amplification, balance droite-gauche, tonalité) sont suffisants pour s'approcher des cibles NAL-NL2 mais insuffisant pour régler des paramètres essentiels tels que la compression. Il apparaît tout de même que les AirPods Pro possèdent des capacités de compression et qu'une proximité existe entre l'amplification apportée selon les configurations tonales liminaires et les cibles NAL-NL2. Il est possible de supposer qu'Apple a introduit un RECD statistique dans ses modes de calculs.

Le Speech Intelligibility Index (SII) est une mesure physique qui nous donne un pourcentage d'audibilité pondérée d'un signal de parole à long terme. Comprise entre 0 et 1, elle est « hautement corrélée avec l'intelligibilité de la parole » (ANSI S3.5, 1997). Ainsi, l'apport significatif d'audibilité avec les AirPods Pro aux niveaux d'entrées testés (55dB SPL, 65dB SPL et 80dB SPL) majore les capacités d'intelligibilité des sujets. L'ajustement manuel de l'amplification avec la MIV ne permet pas de gain de SII significatif. Cela peut s'expliquer par la difficulté d'ajuster le gain sur les fréquences [6000Hz-8000Hz], qui présentent un indice d'importance non négligeable dans le calcul du SII (ANSI S3.5, 1997).

Épreuves audiométriques

• Gain prothétique des AirPods Pro

Les épreuves audiométriques laissent entrevoir un gain tonal significatif pour les sujets malentendants testés portant

les AirPods Pro. Bien que l'audiométrie tonale liminaire ne présente qu'un intérêt bien faible pour l'adaptation prothétique (Gélis, 1993), il est intéressant de constater le gain prothétique tonal qui valide l'insertion appliquée. Le gain prothétique tonal est significatif sur une partie des fréquences conversationnelles [1500Hz-6000Hz] mais ne l'est pas sur les [750Hz-1000Hz] ou sur les extrêmes aigus [8000Hz]. Cela suggère que la bande passante des AirPods Pro en mode amplification est limitée, contraignant l'intelligibilité de certains phonèmes qui ne peuvent être différenciés que si les composantes aigües du signal sont audibles (Simpson, et al., 2005). Ceci limite les performances des sujets lors des audiométries vocales appareillées (dans le calme et dans le bruit). Cette bande passante limitée peut être d'autant plus contraignante car la perception des fréquences aigües donne des indications sur la localisation des sources sonores (Blauert, 1982).

Le gain prothétique vocal dans le silence ne montre pas d'amélioration significative pour des niveaux faibles (20dB HL). Une explication peut être apportée par la présence d'expansion limitant le gain des sons faibles.

Enfin le gain prothétique vocal dans le bruit n'est significatif que pour des RSB favorables mais limité dans le cas de RSB défavorable (-3 dB, -6 dB). L'absence de directionnalité dans

CETTE ÉTUDE EST RÉVÉLATRICE DE LA PROXIMITÉ GRANDISSANTE

entre les aides auditives et les écouteurs Wireless grand public que sont les AirPods Pro

les AirPods Pro ainsi que de réducteurs de bruits limite leur utilisation dans les environnements sonores bruyants. Il sera intéressant à l'avenir d'évaluer l'intelligibilité dans les milieux bruyants des porteurs normo-entendants d'AirPods Pro en mode transparence sans amplification afin d'évaluer la pertinence de cette interprétation.

• Comparaison avec des aides auditives de Classe I

Lors de l'épreuve audiométrique tonale en champ libre, les aides auditives de Classe I présentent un gain prothétique significatif en comparaison des AirPods Pro pour les médiums [1500Hz-3000Hz] et les extrêmes aigus [8000Hz]. Pour ces dernières, cela suggère que la bande passante est supérieure, permettant de restituer l'audibilité de façon plus efficace. Au vu de l'allure des courbes audiométriques, il aurait été intéressant de réaliser la comparaison AirPods Pro / aides auditives de Classe I sur une cohorte plus importante afin de resserrer les intervalles de confiance.

Lors des épreuves vocales dans le silence, les AirPods Pro tiennent la comparaison avec les aides auditives de Classe I. Bien que les aides auditives semblent permettre aux sujets une meilleure intelligibilité dans cette configuration, il n'est pas possible pour l'échantillon testé de conclure quant à une amélioration significative. Il aurait été intéressant ici aussi de réaliser la comparaison AirPods Pro / aides auditives de Classe I sur une cohorte plus importante.

Concernant l'épreuve vocale dans le bruit, les aides auditives de Classe I présentent un gain significatif par rapport aux AirPods Pro pour de nombreux RSB y compris ceux défavorables alors même que les conditions diotiques ont sans doute favorisé ces derniers, placés dans la conque et restituant un semblant d'effet pavillonnaire. Il aurait été intéressant de faire varier les conditions de passation du test vocal dans le bruit afin d'évaluer plus précisément les performances des AirPods Pro dans cet environnement.

CONCLUSION

Cette étude est révélatrice de la proximité grandissante entre les aides auditives et les écouteurs Wireless grand public que sont les AirPods Pro. Il est désormais possible de fournir une qualité d'amplification proche de celle fournie avec une aide auditive adaptée.

Cette qualité d'amplification n'est cependant pas accessible de façon aisée pour le porteur. Il doit pour le moment passer par des applications tierces afin d'effectuer le pré-réglage et sans mesures objectives, il n'a aucun moyen de contrôler l'amplification apportée. Une précédente étude allait en ce sens montrant que seuls 55 % des utilisateurs réussissaient une procédure d'autoréglage dans le cadre d'aides auditives auto-adaptables (Elizabeth Convery, 2017). À l'heure actuelle donc, les AirPods Pro en compensation du déficit auditif présentent un risque certain de mauvaise adaptation.

Les AirPods Pro présentent quelques autres inconvénients préjudiciables pour leur adaptation en compensation de déficits auditifs comme l'absence de système directionnel ou leur faible autonomie. Cependant, il est possible d'imaginer que ces dispositifs grand public que sont les écouteurs Wireless puissent devenir une sorte de voie d'accès vers la santé auditive en général.

Le modèle de prise en charge en France ne laisse que peu de place actuellement à ces dispositifs grand public. Au vu de leur utilisation plus qu'abondante, les audioprothésistes ont tout intérêt à suivre leurs évolutions.

BIBLIOGRAPHIE

- 1. A.R.C.E.P BAROMÈTRE DU NUMÉRIQUE 2019 Enquête sur la diffusion des technologies de l'information et de la communication dans la société française en 2019 [Rapport]. - 2019.
- 2. ANSI 3.22 2003 ANSI S3.22-2003: Specification of Hearing Aid Characteristics [Rapport]. - 2003.
- 3. ANSI S3.5 ANSI S3.5-1997, "American National Standard Methods for Calculation of the Speech Intelligibility Index" American National Standards Institute, New York [Rapport]. - 1997.
- 4. Blauert Advantages of non-linear frequency compression algorithm in noise, Eur Arch Otorhinolaryngol;267(7):1045-1053. [Rapport]. - 1982.
- 5. Colin David et al 2015 Cahier de l'audition, page 35 [Rapport]. - 2015.
- 6. Collet Lionnel, Gallego Stéphane et Bouziane Eddy Intelligibilité dans le bruit : Apport des aides auditives [Rapport]. - 2012.
- 7. De Sousa et al De Sousa & al. Do smartphone Hearing Aid App works? 2019 Nov;72(11):34-37 doi: 10.1097/01.HJ.0000612588.11985.6a [Rapport]. - 2019.
- 8. d'Huy Pierre Les oreillettes de l'ubiquité [Livre]. - 2018.
- 9. Elizabeth Convery Gitte Keidser, Mark Seeto, Margot McLelland Evaluation of the Self-Fitting Process with a Commercially Available Hearing Aid [Rapport]. - 2017.
- 10. Gallego Stéphane et al https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/39463327/Index_darticulation_audibilit_modles_prd20151027-28755-1bl4o6p.pdf?1445965346=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DIndex_darticulation_audibilite_modeles.pdf&Expires=1613832346&Signature=c5Mif~ [Rapport]. - 2013.
- 11. Gélis Christian Bases Techniques et principes d'application de la prothèse auditive, Gélis, 1993, page 210 [Rapport]. - 1993.
- 12. Keidser G et al [Rapport]. - The NAL-NL2 Prescription Procedure." Audiology research vol. 1,1 e24. 23 Mar. 2011, doi:10.4081/audiores.2011.e24 : [s.n.], 2011.
- 13. Légifrance Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale [Rapport]. - 2018.
- 14. Légifrance Section 2 : Local réservé à l'activité professionnelle. (Articles D4361-19 à D4361-20) [Rapport]. - 2005.
- 15. Nguyen Willy Electroacoustic performance and listening benefits of mobile hearing aid apps: A pilot study [Rapport]. - 2020.
- 16. Reed S et al Pilot Electroacoustic Analyses of a Sample of Direct-to-Consumer Amplification Products [Rapport]. - 2017.
- 17. Renard Christian et Ménard Mikael https://www.bruit.fr/images/acoustique_techniques/AT56_OKSITE-25-36_compressed.pdf [Rapport]. - 2014.
- 18. Simpson A et McDermott Benefits of audibility for listeners with severe high-frequency hearing loss. Hear Res 210: 42-52. [Rapport]. - 2005.
- 19. Staab W. J Characteristics and use of hearing aids. In J. Katz, Handbook of clinical audiology, 5th Edition. Baltimore, Maryland: Lippincott, Williams and Wilkins. Pg. 631-686 [Rapport]. - 2002.
- 20. Stone M A et Moore B C Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses [Rapport]. - 1999.
- 21. Vinaya Manchaiah Applications of direct-to-consumer hearing devices for adults with hearing loss: a review [Rapport]. - 2017.
- 22. Winter Balling Laura, Townend Olivier et Stiefenhofer Georg Reducing Hearing Aid Delay for Optimal Sound Quality: A New Paradigm in Processing [Rapport]. - 2020.



LA **PERFECTION** DU SON NATUREL,
C'EST QUAND J'AI L'IMPRESSION DE NE RIEN AVOIR À CACHER.

WIDEX **MOMENT SHEER™**

Vous ne voulez pas faire de compromis sur le son ? Pourquoi en feriez-vous aussi sur le design ? Nos aides auditives Moment™, son chargeur et son écrin, ainsi que le nouveau TV Play, ont un **design haut de gamme** qui place l'esthétisme au même niveau d'excellence que la **perfection du son naturel**.



Pour en savoir plus, contactez votre Technico-commercial Widex

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

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

WIDEX

SOUND LIKE NO OTHER*

*Un son comme aucun autre.

Les appareils auditifs de la marque WIDEX sont indiqués pour la correction de pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. En cas de doute, demandez conseil à un spécialiste. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Septembre 2022. RCS Evry 967201146. FR 61967201146

MESURE DE L'HYPERACOUSIE CHEZ LES MALENTENDANTS APPAREILLÉS



Auteur

Aline JALABERT

Prix du Collège National
d'Audioprothèse 2021

La présente étude s'articule autour des malentendants et de l'inconfort auditif engendré par leurs audioprothèses en comparaison avec un groupe de normo-entendants (NE). Pour cela 82 sujets ont été recensés et divisés en 4 groupes selon leur profil auditif (presbyacousiques, acouphéniques, surdités asymétriques ou NE). Ils ont évalué l'agréabilité de 25 sons quotidiens calibrés à 3 niveaux sonores : 60, 70 et 80 dB SPL. Ainsi le CDS score, élaboré par Enzler et ses collaborateurs en 2021 pour diagnostiquer une hyperacousie, a été utilisé et complété afin de l'adapter aux utilisateurs d'aides auditives. Ce calcul utilise 7 sons agréables parmi les 25 proposés aux participants qui sont, les plus discriminants entre une population de référence et une population d'hyperacousiques. Finalement, il semble exister une sensibilité anormale aux sons de la vie quotidienne chez les malentendants appareillés par rapport aux NE. Aussi, 3 bruits d'eau courante (« ocean », « underwater » et « fountain ») ont suscité d'importants écarts de notation entre les sujets équipés et le groupe « témoin » de NE. Ces sons normalement agréables semblent très inconfortables même à 60 dB SPL pour les malentendants. Ce ressenti est assimilable à celui des hyperacousiques testés précédemment : les sons désagréables sont universels, en revanche le pouvoir discriminant est beaucoup plus élevé pour les sons normalement agréables. Le CDS score s'adapte aujourd'hui aux sujets appareillés avec une nouvelle valeur de référence suggérant une hypersensibilité auditive égale à 12. Il permet de compléter les outils de mesure déjà disponibles et non représentatifs de la gêne rencontrée au quotidien par les patients appareillés.

I. INTRODUCTION

Le bruit est l'une des conséquences du développement de l'activité humaine : on parle de « pollution sonore ». D'un point de vue auditif, la gêne engendrée est variable d'un individu à l'autre. L'Homme étant doté naturellement d'une dynamique auditive lui permettant d'entendre de tous petits sons et de supporter des niveaux sonores beaucoup plus forts. Au-delà d'un certain seuil, un inconfort proche de la douleur est ressenti. Il est modulé par l'état émotionnel de chacun, dans une période de stress ou de fatigue la tolérance aux sons est souvent diminuée temporairement (British Tinnitus Association, [SI]). Néanmoins, certaines personnes présentent une hypersensibilité sonore rendant accablante et excessive leur perception des sons quotidiens. Cette « réduction de la tolérance aux sons » (Baguley & Hoare, 2018) porte le nom d'hyperacousie.

Le malentendant appareillé

Cette expérimentation étudie les malentendants appareillés et la gêne auditive induite par la rééducation prothétique, face à différents sons de la vie de tous les jours. Effectivement, très peu de ressources sont actuellement disponibles pour contrôler l'hypersensibilité aux sons chez les utilisateurs d'aides auditives. Effectivement, l'appareillage auditif permet de compenser progressivement la privation sensorielle induite par la surdité. Or le malentendant n'étant plus habitué à percevoir certains sons de la vie quotidienne, son système auditif se met en alerte permanente. Il ne reconnaît plus ces sons intrusifs qui l'agacent alors qu'un NE ferait abstraction de la perturbation (Lurquin, 2013). Effectivement, Skagerstrand et al. ont interrogé 60 utilisateurs d'aides auditives en 2014, et 91% d'entre eux ont affirmé être gênés par certains sons du quotidien avec leurs appareils. Deux ans plus tard Gygi & Ann Hall ont estimé

qu'un tiers des sourds appareillés sont insatisfaits de leur équipement à cause d'une « amplification indésirable de certains sons ». Dans la majorité des cas, ils préfèrent retirer leurs aides auditives pour plus de confort au détriment de leurs interactions sociales.

Les outils de mesure actuellement disponibles

La méthode la plus utilisée est la mesure des seuils d'inconfort. Nommée « Uncomfortable Loudness Level » (ULL) en pratique, elle s'effectue en présentant des sons purs à chaque oreille tout en augmentant progressivement le niveau sonore jusqu'à ce que le patient indique son inconfort et ce pour différentes fréquences. En 2017, Aazh et Moore, ont estimé qu'un ULLmin (c'est-à-dire le plus faible niveau où l'inconfort est ressenti) inférieur ou égal à 77 dB HL témoigne d'une hyperacousie sur la fréquence concernée.

Des questionnaires ont aussi été créés pour l'évaluation de l'hyperacousie. On retrouve principalement le KHALFA (khalifa et al., 2002) ou le MASH (Dauman & Bouscau-Faure, 2005). En revanche, Meeus et al. ont démontré en 2010 qu'il n'existe pas de corrélation entre le score au MASH et la mesure des seuils d'inconfort. Ces tests par définition subjectifs sont tout de même de bons outils pour évaluer la plainte liée à l'hyperacousie, mais ils ne sont pas suffisants. Ils sont rétrospectifs et ne mesurent pas l'expérience vécue.

Un nouveau test de dépistage : le CDS score

En raison de la grande variabilité des résultats obtenus pour les tests précédemment cités Enzler et al. du CNRS d'Aix-Marseille ont développé en 2021 un nouvel outil pour diagnostiquer la présence d'hyperacousie. Leur objectif était de déterminer les sons (parmi 69 préalablement choisis) les plus discriminants entre des sujets hyperacousiques (n=26) et un groupe témoin (n=23).

Chacun devait évaluer l'agréabilité des 69 sons, proposés aléatoirement dans un casque d'écoute, à l'aide d'une échelle visuelle analogique (EVA). Tous les sons étaient présentés à quatre niveaux sonores différents : 60, 70, 80 et 90 dB SPL ; ce dernier niveau n'a finalement pas été retenu car les chercheurs l'ont jugé trop fort. Ainsi, l'analyse a permis de déterminer 7 sons permettant de mieux différencier le groupe témoin des sujets hyperacousiques : « sous-l'eau », « océan », « fontaine », « rire », « piano », « oiseaux » et « harpe ». Étonnamment, les différences sont davantage marquées pour les sons normalement agréables, par rapport aux bruits désagréables et artificiels. Ces résultats suggèrent donc que les sons naturels sont plus utiles pour discriminer des hyperacousiques par rapport à des contrôles, comparativement à des sons purs généralement utilisés dans la mesure de ULL. À partir de ces résultats, les auteurs ont créé le CDS (Core Discriminant Sounds) score qui exprime à quel point les évaluations d'un sujet sont éloignées de la moyenne de celles du groupe contrôle. Il se calcule grâce aux 3 niveaux sonores et Enzler et al. ont estimé qu'un CDS score total supérieur ou égale à 19 suggère une hyperacousie.

II. MATÉRIELS & MÉTHODES

Objectifs

L'intérêt de cette étude étant d'évaluer la gêne auditive provoquée par différents sons de la vie quotidienne chez une personne appareillée. Cette sensibilité auditive s'apparentant

à l'hyperacousie, la batterie d'évaluation développée par les collaborateurs du CNRS d'Aix-Marseille sera utilisée et complétée.

Sélection des sujets

De ce fait, 4 profils auditifs ont été retenus pour constituer les différents groupes de participants (N=82) :

- Groupe 1 : Surdités de type presbyacousie avec appareillage bilatéral (n=21).
- Groupe 2 : Surdités asymétriques avec une différence inter-aurale supérieure à 20 dB HL (cophoses exclues) et appareillage uni- ou bilatéral (n=19).
- Groupe 3 : Acouphéniques, toutes formes de surdités et appareillés en uni- ou bilatéral avant tout pour réduire ces acouphènes permanents et surtout invalidants (n=21).
- Groupe 4 : Sujets témoins avec une audition normale (PTM < 20dB HL) sur les deux oreilles (n=21). Seuls des patients appareillés en conduction aérienne depuis au moins 6 mois et portant leurs prothèses auditives au moins 6 heures par jour ont été interrogés, afin de s'assurer que chacun ait assez d'expérience pour évaluer l'apport au quotidien.

Matériel utilisé

La traduction française du MASH fournie par le professeur R. DAUMAN a été utilisée pour estimer la gêne des participants par rapport aux sons forts. Il aborde une multitude de situations dans lesquelles un individu de n'importe quelle tranche d'âge peut

se retrouver, l'intérêt étant de cibler directement des situations de la vie quotidienne et de comparer rapidement le ressenti des patients ainsi que leur

confort auditif avec les appareils, par rapport aux mesures effectuées en parallèle (ULL, tâche d'hyperacousie...).

Enfin, un script MATLAB a été rédigé sur un ordinateur portable à écran tactile par les membres du CNRS d'Aix-Marseille. Parmi les 69 sons de la base de données d'Enzler et al, 25 ont été retenus pour ce test (moyenne = 2,068 secondes ; SD = 0,251 secondes), dont les 7 nécessaires au calcul du CDS score. Les 18 autres ont été sélectionnés en fonction des principales plaintes des patients appareillés (ex. froissement de papier), des sons à caractère émotionnel (ex. bébé qui pleure), misophoniques (ex. mastication), impulsionnels (ex. cymbale) ou encore des sons désagréables (ex. klaxon de voiture), ainsi que deux sons purs à 500 et 4000 Hz. En synthèse nous avons choisi 16 sons désagréables, 2 artificiels et 7 agréables (ceux du CDS score).

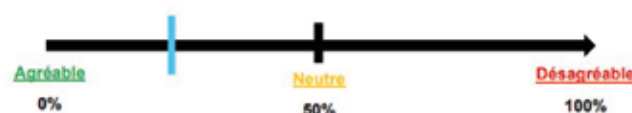


Figure 1 : Schématisation de l'EVA utilisée

La programmation MATLAB connectée à l'audiomètre permet de jouer ces sons préalablement calibrés au travers d'un haut-parleur situé à 1,5 mètre en face du patient, assis sur une chaise. Pour chaque son à "noter", le sujet dispose d'une EVA tactile sur l'interface, allant de complètement agréable à totalement désagréable comme représentée dans la Figure 1.

Déroulement des tests

Pour chaque sujet des mesures audiométriques ont préalablement été effectuées :

- Au casque TDH-39 : une audiométrie tonale bilatérale et les ULL droit puis gauche.
- En champ-libre (CL) avec les aides auditives en fonctionnement : ULL bilatéraux.

Les sujets ont tout d'abord répondu au questionnaire proposé. Ensuite, la tâche d'évaluation des sons écologiques pouvait débiter :

- 1^{ère} phase : Entraînement sur 5 sons (indépendants des 25 sélectionnés). Cette étape est indispensable pour les familiariser avec l'interface et éviter tous biais liés à une incompréhension des consignes ou une mauvaise utilisation du matériel.
- 2^{ème} phase : Première diffusion à 60 dB SPL des 25 sons dans un ordre aléatoire. Chaque son sera répété 3 fois afin de moyenner les évaluations.
- 3^{ème} phase : Seconde présentation des mêmes sons à 70 dB SPL, également joués à 3 reprises.
- 4^{ème} phase : Même cheminement à 80 dB SPL.

N.B. : La programmation est telle que si un son est jugé à plus de 90% désagréable, et ce à n'importe quel moment des phases 2, 3 ou 4, il ne sera plus répété jusqu'à la fin de la tâche. Ainsi un score automatique de « 100% désagréable » sera attribué systématiquement. Cette condition a été établie par Enzler et al. dans le but de protéger les patients hypersensibles. Ils partent du principe que si un son est jugé extrêmement désagréable à un niveau sonore, il le sera d'autant plus au(x) niveau(x) supérieur(s).

Le groupe 4 a été constitué afin d'établir des valeurs de référence pour comparer la différence de tolérance aux sons entre NE et malentendants appareillés. Cela permettra de calculer le CDS score de l'ensemble des sujets grâce aux nouvelles valeurs normatives. Les sujets témoins de l'étude précédente ayant été testés au casque et non en CL.

III. STATISTIQUES & RÉSULTATS

Le MASH

Chaque participant des 4 groupes a évalué sa gêne auditive (groupes 1, 2 et 3 avec appareils) dans 12 situations sonores. Un score moyen a été calculé pour chacun des groupes :

- Groupe 1 : $m = 2,03 \pm 1,24$ • Groupe 3 : $m = 3,06 \pm 1,45$
- Groupe 2 : $m = 2,98 \pm 1,66$ • Groupe 4 : $m = 1,90 \pm 1,11$

D'après le professeur R. Dauman un score entre 0 et 3 n'indique qu'une hyperacousie « légère ». En revanche le groupe 3, avec une moyenne de 3,06/10, se retrouve à la limite d'une gêne sonore dite « modérée ». Pour compléter ce premier aperçu une ANOVA à un facteur non répété ($F(3) = 4,074$; $p = 0,010^*$) suivie de tests Post-Hoc Bonferroni, ont permis de comparer les scores entre les différents groupes. Ainsi avec un intervalle de confiance à 95% on trouve une différence tout juste significative entre les scores du groupe 3 et ceux du groupe 4 ($p=0,048^*$). Par conséquent nous pouvons évoquer une hypersensibilité sonore très légèrement supérieure pour les patients acouphéniques notamment par rapport au groupe contrôle.

Les ULL

Dans un premier temps, nous avons comparé les ULL au casque entre les différents groupes étudiés. La Figure 2 représente les données recueillies pour chaque profil. Les moyennes suivantes

ont été calculées pour les deux oreilles (250, 500, 1000, 2000, 4000 et 6000 Hz) par ordre de présentation des groupes : 96,35 dB HL $\pm 10,65$; 97,59 dB HL $\pm 7,74$; 88,30 dB HL $\pm 13,05$ et 95,73 dB HL $\pm 4,00$. Ces données ne permettent pas de suggérer une hyperacousie moyenne oreilles nues pour l'un de ces effectifs (ULL > 77 dB HL).

Nous avons également réalisé un test de Kruskal-Wallis ($S(3) = 8,30$; $p = 0,040^*$) : équivalent non paramétrique d'une ANOVA, l'homoscédasticité n'ayant pas été vérifiée par le test de Levene. Ainsi une différence significative se révèle entre les ULL mesurés chez les patients acouphéniques, inférieurs à ceux des presbycusiques ($p=0,046^*$) et asymétriques ($p=0,017^*$). En revanche cette analyse n'est pas anormale car il n'y a pas de différences significatives entre les seuils d'inconfort mesurés chez les malentendants par comparaison au groupe contrôle.

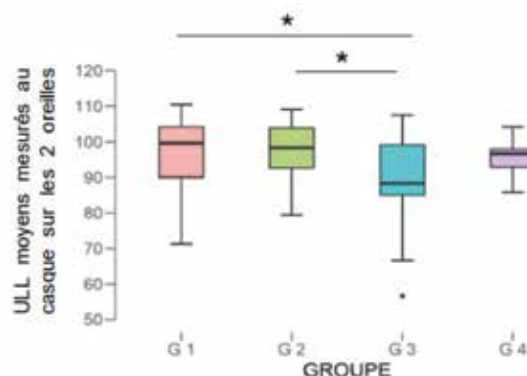


Figure 2 : Boîtes à moustaches représentant les valeurs moyennes des ULL pour les deux oreilles au casque (en dB HL)

Dans un second temps nous sommes intéressés aux ULL mesurés avec les aides auditives, en CL. Néanmoins les résultats obtenus à la suite d'une ANOVA ($F(2) = 2,405$; $p = 0,0910$) ne permettent pas de conclure sur une véritable différence entre les 3 populations de malentendants appareillés. Cette analyse est interprétée avec une probabilité de se tromper égale à 5%. Bien qu'on puisse remarquer une tendance légèrement plus faible pour le groupe 3 surtout en comparaison avec le groupe 1 dans la Figure 3.

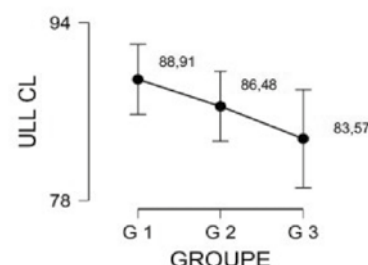


Figure 3 : Seuils d'inconfort moyens avec aides auditives en CL (dB HL)

Le CDS score

Dans un troisième temps nous avons récolté les données issues des EVA de la tâche MATLAB. Nous rappelons que cette échelle s'étendait de totalement agréable soit 0% à extrêmement désagréable correspondant à un score de 100%. Dans cette partie nous allons traiter uniquement les réponses aux 7 sons nécessaires au calcul du CDS score. Le score global de chaque participant a été obtenu en utilisant la moyenne des 3 répétitions et ce à 60, 70 et 80 dB SPL (Figure 4). Pour établir les scores nous avons utilisé les réponses de notre population de référence. Les nouvelles valeurs normatives ont été calculées en utilisant le quantile à 75% des réponses du groupe 4 et ce pour chacun des 7 sons aux 3 niveaux.

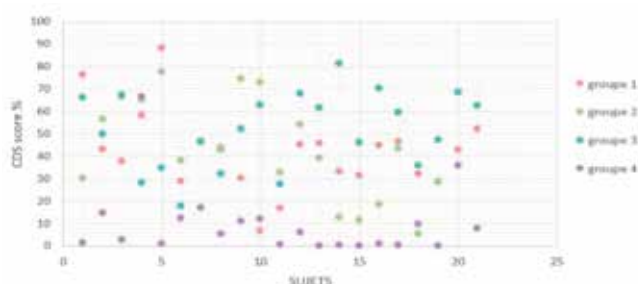


Figure 4 : Distribution des CDS scores totaux (en %) pour chacun des 82 participants.

On remarque une nette différence entre les scores du groupe 4 comparés aux malentendants. Cette observation peut paraître évidente puisque les CDS scores sont basés sur leur distribution. En revanche, cela ne veut pas dire que les autres groupes doivent avoir des CDS scores forcément supérieurs. Il se pourrait parfaitement que les réponses des malentendants aux EVA soient semblables à celles du groupe de référence. Nous avons comparé les résultats des différents profils grâce à un test de Kruskal-Wallis ($S(3) = 36,28$; $p < 0,001^{***}$) complété par des tests Post-Hoc Bonferroni révélant une différence très significative pour les 3 populations malentendantes ($p < 0,001^{***}$) en opposition au groupe témoin. En revanche les écarts de scores ne diffèrent pas entre les sujets appareillés (Figure 5). Il semble finalement exister une forme d'hypersensibilité aux sons environnementaux chez les utilisateurs d'audioprothèses.

Une sous-étude parallèle nous a permis de déterminer une nouvelle valeur de référence suggérant une sensibilité anormale aux sons à partir de notre échantillon.

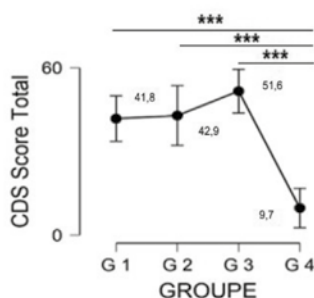


Figure 5 : CDS score total (en %)

à échantillon unique et un test non-paramétrique des rangs signés de Wilcoxon (pour le groupe 4). D'après la Figure 6, nous admettons que les scores atteints par les 3 groupes appareillés sont très significativement supérieurs à notre valeur de référence.

La finalité de cette analyse nous permet de mettre en avant un comportement anormal des sujets appareillés vis-à-vis des 7 sons proposés, par analogie aux NE.

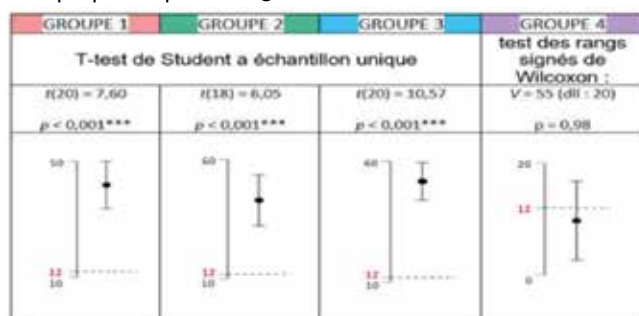


Figure 6 : Résultats des différents tests statistiques susmentionnés.

Évaluation des 25 sons aux 3 intensités

• Étude à 60 dB SPL

Une ANOVA à 2 facteurs (son et groupe) nous a permis d'extraire les réponses aux EVA de nos différents groupes. Premièrement nous avons mis en avant des différences de réponses entre les 4 populations confrontées ($F(3) = 29,064$; $p < 0,001^{***}$), notamment entre le groupe 4 et les 3 groupes de malentendants ($p < 0,001^{***}$) qui présentent des réponses plus élevées. Mais aussi entre les groupes 1 et 2 vis-à-vis du groupe 3 révélant également des résultats significativement plus importants ($p < 0,001^{***}$ et $p = 0,001^{**}$). Par ailleurs, il ne semble pas y avoir de différence significative entre le groupe 1 et le groupe 2 dont les réponses sont assez proches ($p = 1,000$).

La deuxième partie de l'ANOVA nous a permis d'effectuer des comparaisons sur les évaluations de chaque son pour chacun des 4 groupes ($F(72) = 4,230$; $p < 0,001^{***}$). En raison du grand nombre de tests effectués nous avons choisi la correction de Tukey. La Figure 7 présente les résultats. Instantanément nous remarquons que 3 sons se détachent significativement des 22 autres ($p < 0,0001^{***}$) : « birds » (oiseaux), « harp » (harpe) et « piano ». Pour les 82 participants, ces sons non discriminants ont été évalués en moyenne entre 10 et 30 % c'est-à-dire très agréables. Cette observation interroge puisqu'ils font partis du CDS, sons qui marquent le plus la différence de tolérance entre les hyperacousiques et les témoins. Il semblerait que la sensibilité auditive avec les audioprothèses ne concerne pas ces 3 sons-là, à 60 dB SPL.

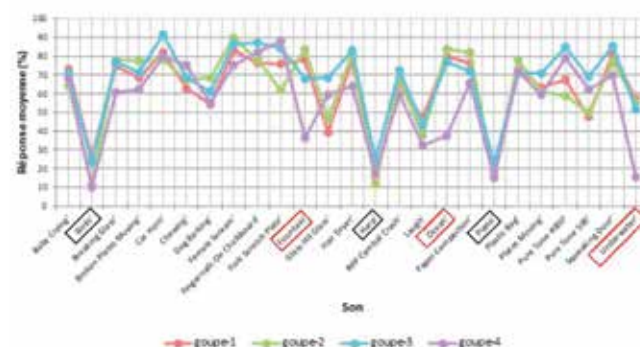


Figure 7 : Évaluations moyennes de la gêne engendrée en fonction de chacun des 25 sons à 60 dB SPL

Ensuite, nous avons relevé des différences significatives de réponses entre notre groupe contrôle et les malentendants de manière générale ($p < 0,001^{***}$) pour 3 autres sons : « fountain » (fontaine), « ocean » et « underwater » (sous l'eau). Ces bruits jugés entre 15 et 40% pour le groupe 4 ont été notés bien plus sévèrement par les malentendants, entre 50 et 85% à seulement 60 dB SPL. Alors, il semble exister une hypersensibilité aux sons relatifs à l'eau courante chez les patients appareillés. Notons que ces 3 sons, cette fois-ci extrêmement discriminants, appartiennent également au CDS. Enfin l'analyse visuelle de ce graphique suggère d'autres écarts, moins flagrants mais tout de même intéressants, notamment pour les 2 sons purs (500 et 4 000 Hz). Les groupes 1 et 2 sont moins sensibles (environ 10 à 20%) que les autres groupes. Ces résultats nous interpellent car les seuils d'inconfort sont par convention mesurés avec des sons purs et si l'on remarque une meilleure tolérance à ces sons artificiels chez des sujets appareillés, nous pouvons nous questionner sur l'intérêt de ce test.

• Étude à 70 et 80 dB SPL

De la même manière, il existe une différence significative entre les réponses du groupe 4 confrontées à celles des malentendants, avec des évaluations toujours supérieures pour les acouphéniques ($p < 0,001^{***}$).

A 70 dB SPL nous retrouvons dans l'ensemble les mêmes allures de courbes que précédemment, avec une différence toujours évidente pour les 3 sons « fountain », « ocean » et « underwater » et d'autant plus pour ce dernier avec 40 à 50% de différence (groupe 4 versus les autres groupes). De même « bird », « piano » et « harp » sont toujours très bien supportés, mais on remarque un écart qui se forme entre le ressenti du groupe 4 et celui des autres populations (Figure 8).

En outre, à 80 dB SPL nous obtenons une saturation à 100% pour plusieurs sons (Figure 9). Nous remarquons que toutes les notations des sujets acouphéniques se trouvent entre 90 et 100%, ce qui signifie qu'à cette intensité tous les sons deviennent très désagréables. Ensuite, une réduction de l'éloignement entre les scores attribués aux sons « fountain » et « ocean » est visible à ce niveau. Néanmoins la différence persiste remarquablement pour « underwater » avec 40% soit plutôt agréable chez le groupe 4 contre 90 à 95% chez les autres participants. Aussi, on observe toujours une préférence pour « bird », « harp », « piano » et même « laugh » (rires) chez les sujets du groupe 4, mais cette observation est de moins en moins vraie à mesure que le niveau augmente pour les groupes 1, 2 et particulièrement pour le 3^{ème}. En ce qui concerne les sujets du premier et deuxième groupe on remarque toujours une meilleure tolérance aux sons purs par analogie aux témoins et acouphéniques que ce soit à 70 ou 80 dB SPL.

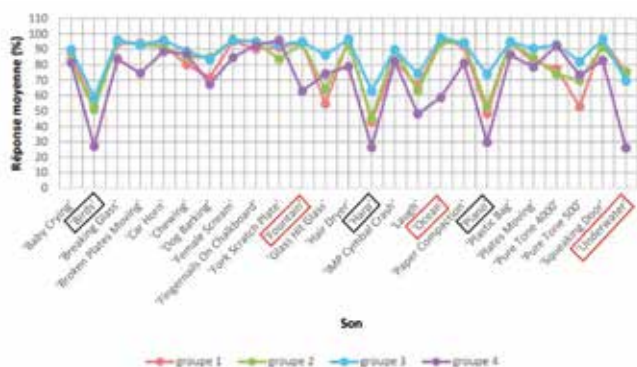


Figure 8 : Évaluations moyennes à 70 dB SPL

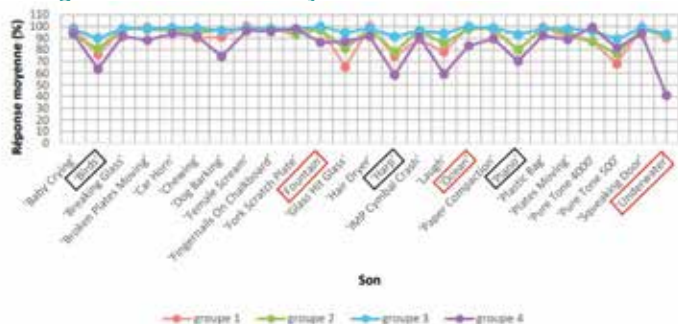


Figure 9 : Évaluations moyennes à 80 dB SPL

De plus, une corrélation de Spearman entre l'ancienneté de l'appareillage et les évaluations des 3 sons les plus discriminants (Fountain, Ocean et Underwater), aux 3 intensités, n'a pas été concluante ($p \pm [0,450 ; 0,782]$). Il ne semble donc pas exister de lien entre l'ancienneté de l'appareillage ($m=55,07$ mois $\pm 50,01$) et la tolérance aux 3 sons précédents.

IV. DISCUSSION

Évaluation des différents sons

Globalement nous avons remarqué que les sujets des groupes 1, 2 et 3 sont davantage gênés par les différents sons par

rapport au groupe 4. De la même manière, les évaluations des sujets acouphéniques sont dans l'ensemble plus élevées que celles des autres malentendants. Il aurait été intéressant de tester ces sujets sans leurs appareils pour comparer leur hypersensibilité avec et sans prothèses en CL. Les évaluations des surdités asymétriques interrogent car la moitié des participants sont appareillés unilatéralement. Ainsi, même avec une seule prothèse un inconfort anormal semble s'avérer. Une prochaine étude pourrait éventuellement tenir compte des degrés d'asymétrie. Aussi nous souhaitons préciser que chaque patient testé bénéficie d'un suivi tous les 3 mois pour contrôler le fonctionnement de ses appareils et modifier les réglages en fonction de son ressenti dans sa vie quotidienne. Les réducteurs de bruits, la compression dynamique etc. sont utilisés. Il serait donc également intéressant de reproduire ces mesures lors des essais prothétiques de primo-appareillages, de tenir compte de l'ancienneté de la perte auditive, du niveau de gamme des prothèses et de l'activation ou non des réducteurs de bruits, ou encore des capacités cognitives ou de l'âge des patients.

D'autre part, à 80 dB SPL nous obtenons beaucoup de saturations des réponses à 100% (groupes 1, 2 et 3) cela étant dû, en partie, au paramètre régissant que lorsqu'un son est jugé à plus de 90% désagréable, il n'est plus rejoué au cours de la tâche et un score de 100% lui est automatiquement attribué. Ce paramètre induit une estimation peut être erronée, car le patient aurait pu potentiellement répondre différemment à la deuxième répétition mais il permet tout de même de protéger les sujets hyperacousiques. Un autre biais est à soulever, notre EVA était scindée en deux parties par une marque représentant un repère pour le patient à 50%, soit une réponse neutre. Il se peut que certains participants aient été influencés par ce marquage, oubliant d'utiliser l'intégralité de l'échelle qui permet de recueillir des réponses plus personnelles.

De plus, il est de rigueur d'exprimer la subjectivité d'un tel test. En effet, l'évaluation de la gêne auditive engendrée par un son dépend des expériences de chacun vis-à-vis de ce son et de tout ce qu'il représente. Évidemment un participant qui a peur des animaux n'aura pas le même jugement pour le son « dog barking » (chien qui aboie) que celui qui vit tous les jours avec un chien. Plusieurs facteurs peuvent modifier subjectivement les notations : l'affect, la représentation du son que l'on peut assimiler à de la misophonie, la durée (plus il est long plus il est désagréable), la reconnaissance (si le son n'est pas reconnu son évaluation n'est pas influencée) et enfin l'enchaînement des différents stimuli (si l'on passe d'un son très désagréable à un autre beaucoup plus sympathique, la notation peut être minimisée). Pour pallier ce dernier paramètre, l'enchaînement était posé de manière aléatoire pour toutes les répétitions, qui ont été moyennées par la suite.

Évaluation usuelle de l'hyperacousie

Les résultats au questionnaire MASH ne permettent pas d'affirmer une hyperacousie moyenne (avec aides auditives pour les groupes 1, 2 et 3) dans l'une des populations étudiées. Nous démontrons aussi un score total significativement plus haut chez les acouphéniques par rapport aux sujets contrôles, néanmoins cette avance est discutable car nous avons une p-value de 0,048, limite significative à 95%.

D'autre part, la mesure des ULL au casque ne nous oriente pas vers une hyperacousie moyenne pour l'un de nos échantillons, ce qui pourrait éloigner l'éventualité d'une gêne déjà présente sans appareils. Il est vrai que les seuils d'inconfort sont en moyenne moins élevés pour les acouphéniques que pour les presbyacousiques et surdités asymétriques. Nous avons

L'ABOUTISSEMENT DE CETTE ÉTUDE MET EN AVANT une sensibilité auditive anormale chez les utilisateurs d'audioprothèses et ce même après plusieurs mois d'appareillage et donc, en théorie, acclimatés aux appareils.

supposé une influence de la perte d'audition, plus importante chez les sujets du premier et deuxième groupe. Mais nous souhaitons souligner qu'aucune distinction relative au type de surdité (perception ou transmission) n'a été établie pour les participants du groupe 2, notre objectif étant d'étudier simplement le comportement global des surdités asymétriques face aux stimuli sonores. Une prochaine étude pourrait parfaitement traiter de cette distinction. Il est d'usage de rappeler néanmoins qu'une surdité de transmission, entraîne un abaissement des ULL et donc une meilleure tolérance aux sons sur les fréquences concernées.

D'autre part aucune valeur de référence n'est aujourd'hui disponible pour évaluer en CL une hyperacousie. Si nous reprenons les évaluations des 2 sons purs à 500 et 4000 Hz, nous avons noté une meilleure tolérance chez les malentendants des groupes 1 et 2 avec leurs appareils par rapport aux contrôles et aux acouphéniques. Cette observation est d'autant plus intéressante qu'elle s'applique également à 80 dB SPL alors que la grande majorité des autres sons ont été jugés très désagréables par ces participants. De ce fait, une mesure des ULL à l'audiométrie vocale ou avec des sons quotidiens serait vraisemblablement plus adaptée. Aussi, après réflexion il aurait été intéressant de mesurer les ULL en CL pour le groupe contrôle. Finalement, ces 2 outils sont eux aussi très subjectifs et approximatifs et dépendent de la compréhension des consignes et questions par le sujet. Peut-être qu'une étude sur de plus grands échantillons aurait été davantage significative.

Calcul du CDS score chez les utilisateurs d'aides auditives

Le CDS score se base en partie sur les 3 sons jugés les plus discriminants entre les malentendants appareillés et les normo-entendants : « underwater », « ocean » et « fountain ». Les quatre autres sons « bird », « piano », « harp » et « laugh » ne permettent pas une discrimination significative avec le groupe 4 à 60 dB SPL, mais aux niveaux supérieurs nous remarquons un écart non négligeable. Contre toutes attentes, les 7 sons du CDS semblent être très adaptés pour évaluer la gêne auditive des malentendants appareillés, au même titre que des hyperacousiques, vis-à-vis de NE. Pour compléter ces résultats nous avons établi une nouvelle valeur de référence fixée à 12, au-dessus de laquelle nous pouvons nous interroger sur la sensibilité auditive anormale d'un patient. Or durant la précédente étude, la valeur théorique avait été calculée grâce à une analyse plus complexe de type « Receiver Operating Characteristic ». Le but étant de déterminer le point pour lequel il y avait le plus d'hyperacousiques au-dessus et le plus de contrôles en dessous de ce point. Toutes les réponses possibles entre 0 et 100 ont été testées et la plus précise a été retenue. Néanmoins, cette opération est délicate dans notre cas puisque nous n'avons pas explicitement une vraie population d'hyperacousiques testés en CL.

V. CONCLUSION

L'aboutissement de cette étude met en avant une sensibilité auditive anormale chez les utilisateurs d'audioprothèses et ce même après plusieurs mois d'appareillage et donc, en théorie, acclimatés aux appareils. De toute évidence cette remarque s'applique davantage aux sujets acouphéniques dont la pathologie est étroitement liée à l'hyperacousie, mais les surdités asymétriques et les presbyacousiques sont aussi concernés. Cet inconfort auditif est difficile à exprimer

pour les malentendants, entraînant bien trop souvent le non-port de leurs appareils dans certaines situations. De plus, l'hyper sensibilité sonore est aussi difficile à mesurer par le clinicien, elle est extrêmement subjective et les outils sont peu nombreux.

Certes l'appareillage auditif tente de compenser au maximum la perte d'audition et d'intelligibilité de la parole, mais ce n'est pas sans conséquences. Plus la perte est ancienne plus il est difficile de rapporter de l'information sonore. Notre étude a clairement révélé une intolérance aux sons « underwater », « ocean » et « fountain » dès une intensité normalement confortable (60 dB SPL), chez tous nos patients quelle que soit la perte d'audition et sans influence de l'ancienneté d'appareillage. Cela correspond aux plaintes verbales des patients par rapport au bruit de l'eau courante. La majorité des autres bruits proposés semble déranger davantage nos malentendants mais la discrimination avec la population de référence s'applique principalement pour des sons normalement agréables (oiseaux, océan, rire, etc.). Cette analyse surprenante correspond au ressenti des sujets hyperacousiques testés lors de la précédente étude.

Il est intéressant d'observer que les 7 sons écologiques du CDS choisis pour diagnostiquer une hyperacousie sont aussi appropriés pour les utilisateurs d'aides auditives. Finalement les malentendants présenteraient une forme d'hyperacousie liée au traitement des sons par leurs appareils et/ou à leur surdité. Par ailleurs, la mesure des seuils d'inconfort en CL et avec les appareils est essentielle pour contrôler la gêne auditive mais elle n'est pas suffisante. Les sons purs donnent une bonne indication de l'inconfort mais les sons de la vie quotidienne seraient beaucoup plus adaptés et plus représentatifs de la gêne ressentie par les utilisateurs d'audioprothèses.

BIBLIOGRAPHIE

- Aazh, H., & Moore, B. C. J. (2017). Factors related to uncomfortable loudness levels for patients seen in a tinnitus and hyperacusis clinic. *International Journal of Audiology*, 56(10), 793-800. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1335888>
- Baguley, D. M., & Hoare, D. J. (2018). Hyperacusis : Major research questions. *HNO*, 66(5), 358-363. <https://doi.org/10.1007/s00106-017-0464-3>
- British Tinnitus Association. (s. d.). British Tinnitus Association. Consulté 11 octobre 2020, à l'adresse <https://www.tinnitus.org.uk/misophonia>
- Dauman, R., & Bouscau-Faure, F. (2005). Assessment and amelioration of hyperacusis in tinnitus patients.
- Acta Oto-Laryngologica, 125(5), 503-509. <https://doi.org/10.1080/00016480510027565>
- Enzler, F., Fournier, P., & Noreña, A. J. (2021). A psychoacoustic test for diagnosing hyperacusis based on ratings of natural sounds. *Hearing Research*, 400, 108124. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2020.108124>
- Gygi, B., & Ann Hall, D. (2016). Background sounds and hearing-aid users : A scoping review. *International Journal of Audiology*, 55(1), 1-10. <https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1072773>
- Khalfa, S., Dubal, S., Vuillet, E., Perez-Diaz, F., Jouvent, R., & Collet, L. (2002). Psychometric
- Normalization of a Hyperacusis Questionnaire. *ORL*, 64(6), 436-442. <https://doi.org/10.1159/000067570>
- Khalfa, S., Dubal, S., Vuillet, E., Perez-Diaz, F., Jouvent, R., & Collet, L. (2002). Psychometric
- Normalization of a Hyperacusis Questionnaire. *ORL*, 64(6), 436-442. <https://doi.org/10.1159/000067570>
- Mees, O. M., Spaepen, M., Ridder, D. D., & Heyning, P. H. V. de. (2010). Correlation between hyperacusis measurements in daily ENT practice. *International Journal of Audiology*, 49(1), 7-13. <https://doi.org/10.3109/14992020903160868>
- Skagerstrand, Å., Stenfelt, S., Arlinger, S., & Wikström, J. (2014). Sounds perceived as annoying by hearingaid users in their daily soundscape. *International Journal of Audiology*, 53(4), 259-269. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.876108>



43^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

16 & 17 mars 2023

Paris

**Conférences
Exposition
Ateliers**

www.sdaudio.org/le-congres

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

Organisation



SPAT





Auteur

David TRAN

Audioprothésiste D.E.

LES DIFFÉRENTES SOLUTIONS D'ADAPTATION BIMODALE

Dans la pratique quotidienne, les audioprothésistes peuvent être amenés à proposer un appareil auditif conventionnel en complément d'un implant cochléaire. Cet appareillage bimodal doit être mis en place de façon cohérente et répondre à des exigences techniques spécifiques. Nous allons faire une revue et un état des lieux de l'appareillage bimodal chez le patient implanté.

INTRODUCTION

Il existe aujourd'hui 4 marques d'implants cochléaires, Advanced Bionics, Cochlear, Medel et Oticon Medical. Ces acteurs proposent différents portes électrodes implantés auxquels s'associent des processeurs, chaque marque proposant des stratégies de codage qui leur sont propres. Le chirurgien ORL choisira et posera la marque et le modèle d'implant en fonction des différents critères comme les caractéristiques anatomiques, l'audition résiduelle ou éventuellement la marque de la prothèse controlatérale et des accessoires dont dispose le patient.

Lorsque le patient possède des restes auditifs sur l'oreille controlatérale, nous sommes amenés à proposer un appareillage auditif conventionnel. Le patient bénéficiera d'une stimulation électrique via l'implant cochléaire et d'une stimulation acoustique apportée par la prothèse auditive controlatérale.

De manière générale grâce à la prothèse controlatérale, l'amplification des basses fréquences va permettre d'apporter des informations acoustiques sur la hauteur de la voix, la musique ou encore sur la structure temporelle fine du signal codée par les fréquences inférieures à 1000 Hz qui sont moins bien retransmises par l'implant cochléaire.^{1,2,3}

Pour résumer, le système auditif exploite des indices acoustiques fréquentiels et temporels dans la reconnaissance des signaux de parole. Le signal acoustique de parole est caractérisé par une structure spectrale ou « structure fine » (indices fréquentiels) et par une structure temporelle ou « enveloppe temporelle » (indices temporels). Figure 1

L'enveloppe temporelle joue un rôle important dans l'analyse de la parole en permettant la reconnaissance d'éléments tels que l'attaque, le VOT (Voice Onset Time) ou encore la prosodie. La structure temporelle fine qui est codée par le taux de synchronisation des fibres auditives (phase locking) va quant à elle permettre l'amélioration de la compréhension dans le bruit.

Chez le patient implanté, les caractéristiques techniques du codage du processeur d'implant cochléaire ne permettent pas le codage de la structure temporelle fine. Cela engendre une dégradation de la perception du pitch, du timbre et de l'harmonie qui impacte de façon importante la perception de la parole dans le bruit et de la musique.

Chez l'individu appareillé en bimodal, l'enveloppe temporelle est codée par l'implant cochléaire et la prothèse va tenter de restituer la structure temporelle fine du signal dans la limite de la réserve cochléaire disponible.

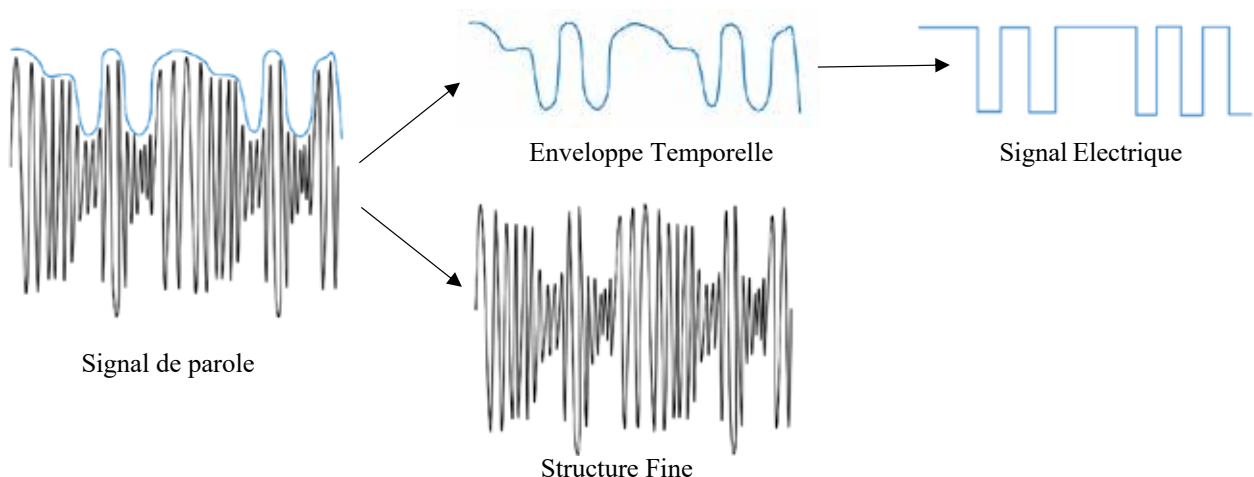


Figure 1 : Enveloppe temporelle et Structure fine d'un signal

La perception de la voix dans le cadre des solutions bimodales a été largement documentée, on retrouve ainsi une amélioration de la parole dans le calme et dans le bruit, obtenue à partir de l'exploitation des restes auditifs dans les basses fréquences^{4,5}.

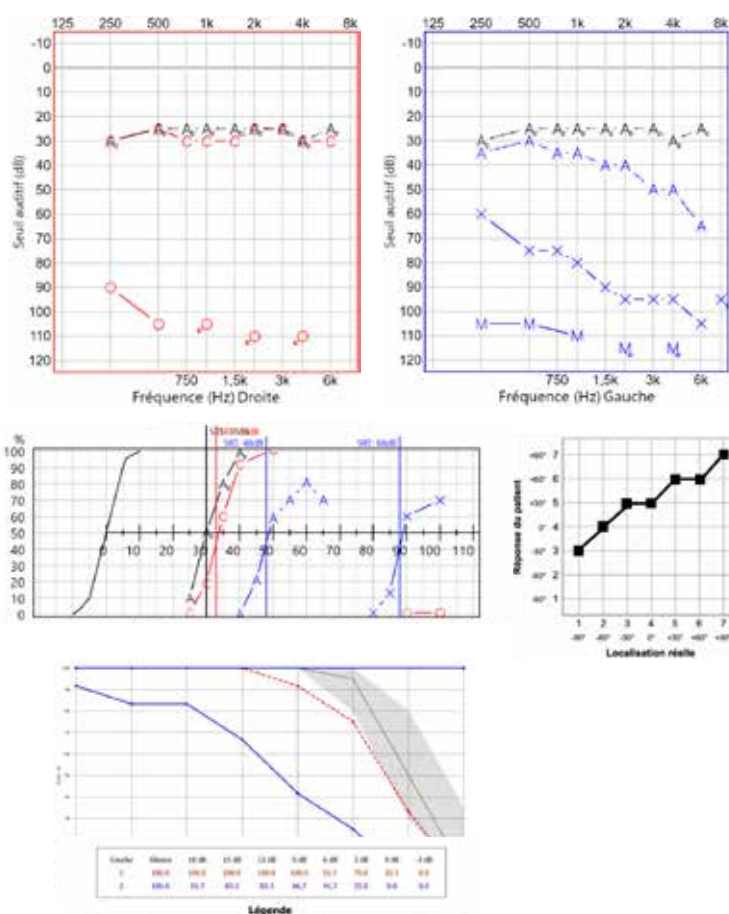
Elle permet notamment de restituer un son et une expérience de la musique plus optimisés et une stimulation plus enrichie.

L'amélioration de la fonction binaurale, permettra d'augmenter les performances du patient notamment en compréhension vocale, une meilleure reconnaissance dans le bruit⁶, une meilleure localisation spatiale des sons environnants et un meilleur équilibre sonore.

Il faudra de surcroît garder à l'esprit que des phénomènes de sommation binaurale vont potentiellement rentrer en jeu, améliorant ainsi les performances du patient notamment en compréhension vocale dans le calme comme dans le bruit, une meilleure perception de la musique. *Figure 2*

Proposer un appareillage bimodal prend alors tout son sens. Pour se faire, il est important de réaliser une évaluation précise des restes auditifs du côté non implanté : Seuils liminaires et supraliminaires, audiométrie vocale et vocale dans le bruit et un test de localisation. Quant à l'évaluation de l'appareillage bimodal elle se fait grâce à des tests en champ libre dans le silence et dans le bruit et par des questionnaires de qualité de vie.

Le seuil auditif de l'implant cochléaire se trouve communément autour de 25 dB SPL qui est le niveau minimal de captation d'un processeur alors que celui d'une oreille appareillée peut varier en fonction de l'audition résiduelle. L'équilibre au seuil liminaire entre la prothèse auditive et l'implant semble donc difficile à réaliser.



Exemple de Tests : Les conditions de test : Oreilles nues séparées, Implant cochléaire seul, Appareil auditif seul et Implant cochléaire + Appareil auditif

Il est conseillé d'utiliser un équilibre au seuil de confort (MCL) qui constitue un niveau d'audition plus utile au quotidien. L'audiométrie vocale dans le bruit reste un des seuls moyens pour montrer l'efficacité de la stimulation bimodale.

Des questionnaires de type COSI, SSQ ou GHABP sont fortement recommandés à adapter selon les patients. Leur degré de pertinence n'est plus à prouver que ce soit en pré ou post appareillage.

Il faut toutefois garder à l'esprit que l'implant doit absolument rester maître. Si l'on s'en tient aux indications conventionnelles, une implantation cochléaire est aujourd'hui proposée chez l'adulte lorsque les scores d'intelligibilité à 60 dB SPL sur la meilleure oreille appareillée sont inférieurs à 50%. Dès lors, les performances intrinsèques de l'oreille controlatérale ne sont souvent pas formidables mais peuvent pour autant sur certaines fréquences s'avérer concurrentielles. Les informations sonores issues de l'IC doivent primer sur la prothèse auditive au risque d'un abandon de l'IC ou une perte de motivation dans la réhabilitation. Il est conseillé dans les premiers mois de baisser le réglage de l'oreille appareillée pour permettre à l'implant cochléaire de prendre toute sa place dans la réhabilitation et en permettre un meilleur investissement.

Comment choisir la prothèse controlatérale et comment optimiser le réglage ?

Chaque marque d'implants collabore avec une marque de prothèse auditive :



Smart Hearing Alliance



En respectant cette complémentarité le patient a la possibilité à minima d'avoir une communication sans fil sur le processeur de l'implant et la prothèse controlatérale.

ADVANCED BIONICS

Advanced Bionics entité du groupe Sonova permet la connexion bimodale avec deux modèles d'appareils auditifs Phonak, le NAIDA LINK M (chez l'adulte) et le SKY LINK M (chez l'enfant) avec ses implants cochléaires.

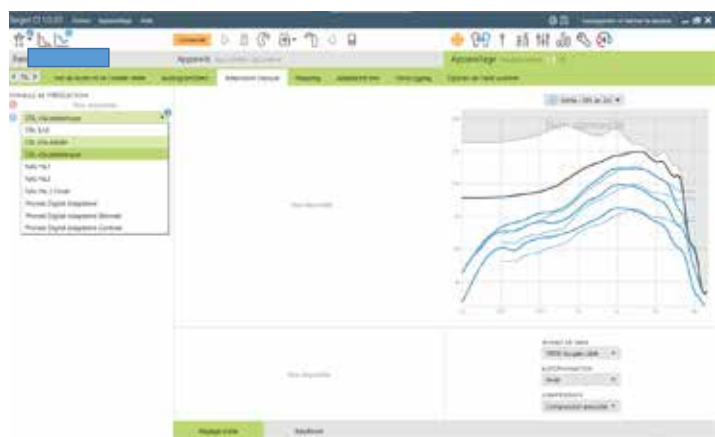
Lors du lancement de TARGET CI, il faut détecter ensemble le processeur NAIDA CI M90 et la prothèse NAIDA LINK M (chez l'adulte) ou le SKY CI M90 et la prothèse SKY Link M (chez l'enfant) via le Noahlink Wireless pour que les deux se synchronisent. On peut ensuite effectuer le réglage de l'implant au CHU sans toucher au réglage de la prothèse qui est bloqué.





Crédit photo : Logiciel TARGET CI Advanced Bionics

Dans le détail, il existe chez Advanced Bionics et Phonak, une vraie synchronisation des données notamment avec le programme automatique « Autosens » qui analyse l'environnement chez le porteur, modifie et pondère le mode microphonique ainsi que les réducteurs de bruit en même temps des deux côtés. Il y a donc un vrai travail binaural et un échange d'informations. Il faudra utiliser sur la prothèse controlatérale la formule « Phonak adaptative bimodal ». Cette formule va agir sur la latence, la réponse fréquentielle, le taux de compression, l'AGC et la gestion des environnements via Autosens OS. Nous avons donc un alignement fréquentiel et temporel, une meilleure synergie au niveau de la latence de fonctionnement. Les taux de compression seront plus importants qu'avec une formule classique car l'implant cochléaire comprime énormément à cause de la faible dynamique électrique habituelle. Il est ainsi préférable lorsqu'on adapte un Sky Link M ou Naida Link M d'utiliser la formule Phonak adaptative bimodal par défaut. (Si on choisit NAL ou DSL, lors du changement de formule il faudra refaire ses gains et ses réglages car il n'y a pas de migration/transfert des réglages.)



Crédit photo : Logiciel TARGET CI Advanced Bionics

(La formule d'adaptation Phonak Digital Adaptative Bimodal va agir sur la latence, la réponse fréquentielle, le taux de compression, l'AGC et gestion des environnements via AutoSense OS.)

Le réglage de la prothèse controlatérale se fait de manière classique selon les méthodologies de chacun. Pour autant, il est conseillé d'homogénéiser la croissance de sonie de la prothèse controlatérale pour aboutir à terme à un équilibre interaural à un niveau confortable. En règle générale, il est toutefois préférable dans un premier temps de baisser un peu le gain de cette dernière pour que le porteur d'implant puisse privilégier les informations provenant de l'implant pendant les premiers mois.

TRICROS/StéréoBicross avec l'implant

Lorsque les restes auditifs de l'oreille controlatérale ne permettent pas une bonne compréhension, nous avons la possibilité de faire un StéréoCROS/TRICROS avec l'implant et la prothèse controlatérale via le programme DUOPhone ! Attention à la consommation de batterie... Lorsque les restes auditifs en controlatérale ne permettent pas une correction optimale, l'activation ce système peut motiver le patient à poursuivre le port de la prothèse controlatérale pour limiter des désafférentations trop longues qui pourraient compliquer une implantation bilatérale ultérieure.



Crédit photo : Logiciel TARGET CI Advanced Bionics

Connectivité

La connectivité directe universelle est très appréciée des porteurs, il suffit d'éteindre et d'allumer les systèmes pour qu'ils apparaissent comme périphérique Bluetooth dans les paramètres. Les systèmes HF peuvent être adaptés sans interface à condition d'avoir une licence.

Le patient pourra connecter les deux systèmes sur l'application AB REMOTE, modifier ses programmes, son volume, voir l'état de la batterie.



Crédit photo : Advanced Bionics

Au final, le porteur a la possibilité d'avoir les mêmes coloris, un streaming dans les deux systèmes et une synchronisation des traitements (réducteurs de bruit et mode microphonique).

COCHLEAR

Chez Cochlear, l'implant est réglé de manière individuelle, la stratégie de codage ainsi que les réglages sont inhérents à l'implant. Il n'y a pas de communication avec la prothèse controlatérale ni une adaptation de l'implant. Par contre le patient pourra appairer la prothèse controlatérale afin de bénéficier d'une diffusion de contenus audio simultanée des deux côtés⁷.

Cela nécessite une programmation du régleur d'implant dans Custom Sound Pro, dans les paramètres du processeur il faut effectuer un appairage de la prothèse controlatérale GN Resound. Pour les modèles compatibles voici un lien disponible.

<https://www.cochlear.com/global/fr/apps/sound-processor-and-app/compatibility#nucleus-7>

L'appairage des accessoires de diffusion se fait classiquement que ce soit pour l'implant ou la prothèse. Eteindre l'implant et la prothèse, appuyer sur le bouton d'appairage au dos de l'accessoire puis allumer les deux systèmes. A ce stade la Smart Alliance permet d'avoir le même coloris sur le processeur de l'implant et la prothèse controlatérale, la possibilité de streaming avec le téléphone, le même microphone déporté et l'utilisation du Streamer TV.

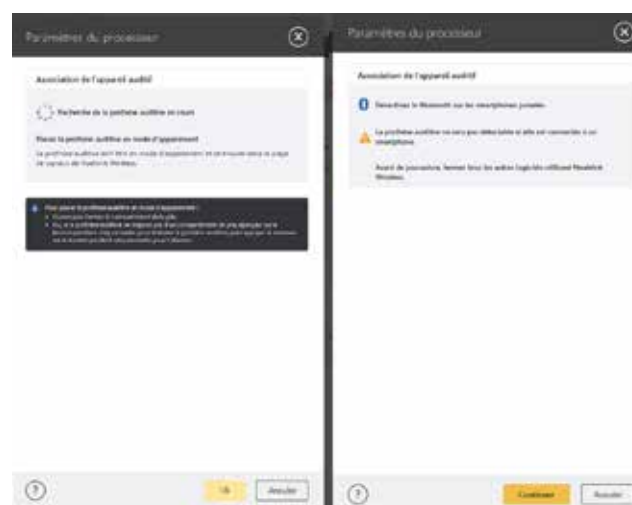
Il pourra être nécessaire de modifier dans le logiciel Gn Resound Smart fit le mixage des accessoires pour avoir un bon équilibre bimodal.



Mini-Microphone 2+ / Émetteur audio TV / Kit mains libres
Crédit Photo : Cochlear

Au final, la solution bimodale intelligente GN Resound & Cochlear ne concerne que le streaming direct (IOS et Android) et la compatibilité accessoires (TV Streamer, MM2/2+, PhoneClip).

Pour simplifier, c'est un "bimodal accessoire" les échanges entre la prothèse controlatérale et l'implant cochléaire sont de l'ordre de l'informationnel (indication fin de pile, changement de programme) et de la synchronisation du délai du traitement-émission de signal. Il n'y a pas de traitement de signal binaural, pas d'échange de données pour évaluer l'environnement ou synchroniser la taille du faisceau des microphones ainsi que des réducteurs de bruit. Même s'il n'y a pas de communication, la prothèse controlatérale apportera la structure fine nécessaire à une meilleure compression dans le bruit et l'écoute de la musique en champs libre^{8,9}.

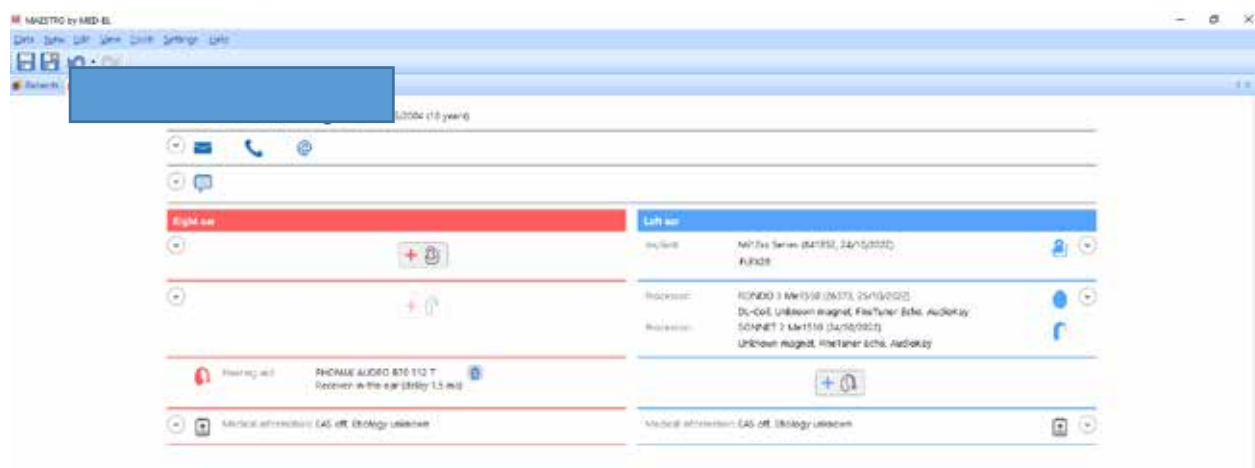


Crédit photo: Custom Sound Pro 7.0 Cochlear

MEDEL

Medel est adaptable avec toutes les marques de prothèses et va prendre en compte la prothèse controlatérale au niveau délai de traitement.

Le régleur au CHU a la possibilité de sélectionner la prothèse controlatérale parmi une liste d'industriels sur <https://www.medel.pro/online-resources/timing-settings-for-hearing-aids> et de rentrer les caractéristiques dans le logiciel Maestro 9.0.



Crédit photo : Maestro 9.0 Medel

Manufacture	Modèle	Prise en compte
ReSound	OF device (not in list)	9.0
ReSound	Alere	6.5
ReSound	Alere	5
ReSound	ENTRE ONE	7.8
ReSound	Enya Series	5.0
ReSound	Enya Series	5.0
ReSound	ENTRO Series	5.0
ReSound	ENTRO Series	5.0
ReSound	ENTRO ONE	6.5
ReSound	ENTRO ONE	5.0

Crédit photo : Maestro 9.0 Medel

Ici nous avons donc la possibilité de synchroniser le temps de traitement de l'IC MEDEL avec une prothèse controlatérale. Le délai de traitement a été répertorié sur le site ce qui permet à l'implant de n'avoir quasiment pas de décalage temporel¹⁰ avec l'oreille controlatérale.

Il faut garder à l'esprit que l'implant cochléaire Medel est très rapide, alors que les appareils auditifs ont un temps de traitement qui va de 3-4 à 10 ms. L'implant possède une latence plus courte de par son fonctionnement, qui court-circuite l'oreille externe et l'oreille moyenne. La latence d'une oreille implantée et celle d'un normo entendant est très proche. Figure 3

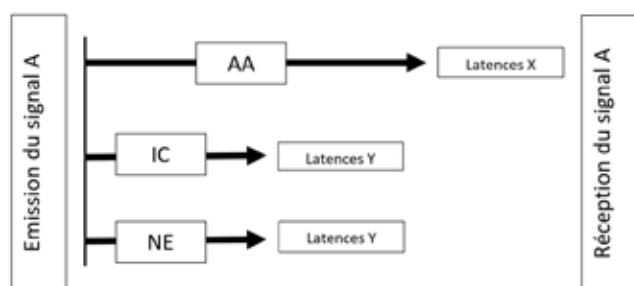


Figure 3 : Latences entre une oreille implantée, un entendant et un malentendant appareillé.

Medel s'est appuyé sur plusieurs études, les résultats montrent de meilleures performances quand on diminuait le décalage de temps d'arrivée du signal entre les 2 oreilles surtout lorsque l'on est en bimodale. L'implant Medel va donc modifier le délai de l'implant pour se rapprocher de la prothèse¹¹ controlatérale.

Medel s'est appuyé sur l'étude de Zirn Interaural stimulation timing in single deaf cochlear implant users en 2015⁶. Figure 4

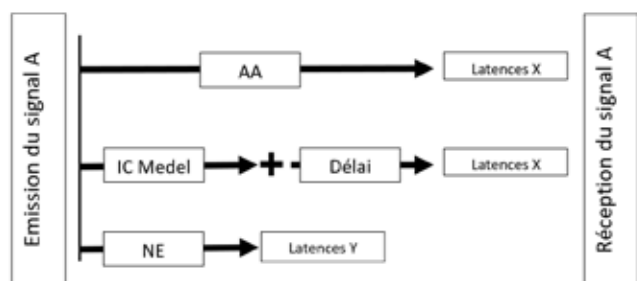


Figure 4 : Latences entre une oreille implantée MEDEL, un entendant et un malentendant appareillé.

Nous pouvons voir les mesures d'ondes V en PEA et PEE en condition aide auditive seule, en condition IC seul et en condition aide auditive controlatérale + implant auquel on a mis un retard. Une meilleure localisation, qui serait expliquée par une meilleure synchronisation des temps d'arrivée entre la prothèse auditive et l'implant cochléaire.

De là, Medel a répertorié le temps de traitement des principaux appareils que l'on trouve sur le marché, c'est le listing que l'on trouve sur le site de Medel ou dans le logiciel de réglage Maestro 9.0. En fonction de l'appareil, l'implant va prendre en compte le temps de traitement correspondant et ce dernier va ajouter un retard dans son traitement, dans le but de synchroniser le temps d'arrivée des signaux de l'IC et de la prothèse controlatérale. Avec cette synchronisation bimodale, le régleur a la possibilité facilement de faire correspondre le délai de traitement entre l'implant MEDEL (RONDO 3 ou SONNET 2) avec presque toutes les aides auditives, sans avoir besoin de réajuster l'aide auditive. Cette perception temporelle plus naturelle peut favoriser une meilleure localisation du son.¹²

Au final, sur le bimodal, l'implant cochléaire Medel ne va pas communiquer avec l'appareil controlatéral. Il va s'adapter au niveau temporel. Il n'y a donc aucun échange d'informations entre la prothèse et l'IC pour la directivité ou l'activation des différents traitements du son.

Par contre, le streaming sera possible, pour les derniers téléphones ANDROID avec la fonction Dual Audio ONE UI 3 ou supérieur. Ces systèmes permettent d'avoir une double sortie Bluetooth. Si le patient est équipé d'un appareil Phonak et d'un implant cochléaire Medel, il peut avoir une ligne de Bluetooth qui va en direct dans le Phonak et une ligne Bluetooth dans l'implant, le cas échéant utiliser l'AudioLink ou l'Audiostream. L'utilisation du collier inductif Artone 3 Max est toujours possible, ce dernier est une boule magnétique avec récepteur bluetooth intégré.



Crédit photo : Medel

En résumé pour les porteurs IC Medel c'est au régleur de rentrer les paramètres de la prothèse auditive que l'audioprothésiste a adapté.

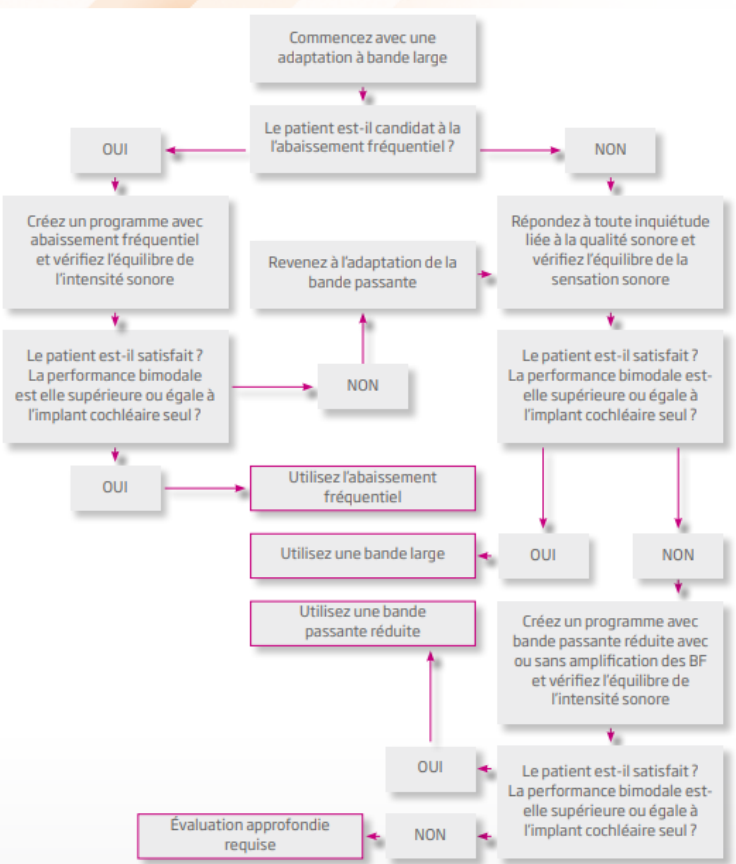
OTICON MEDICAL

Chez Oticon et Oticon Médical nous avons un aussi un système bimodal maison. Il y a aussi une optimisation entre l'implant et la prothèse controlatérale.



Crédit photo : Oticon Medical

Afin de faciliter l'adaptation bimodale, Oticon Genie propose un protocole d'adaptation avec un arbre décisionnel.



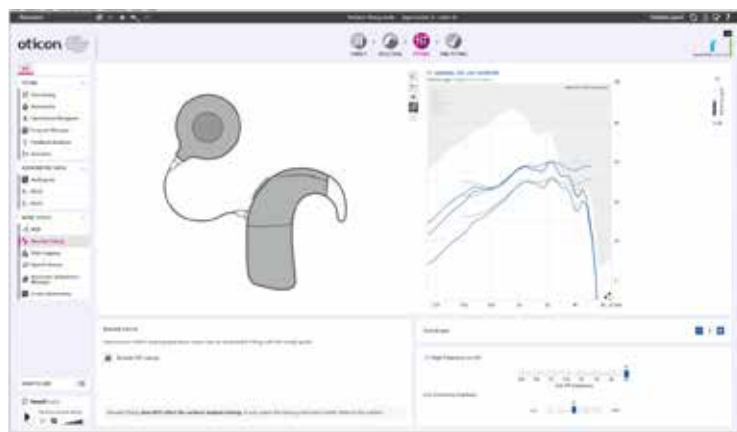
Crédit photo : Oticon Medical

L'audioprothésiste pourra alors utiliser plusieurs stratégies : il aura la possibilité d'utiliser l'adaptation à large bande, ou avoir recours à l'abaissement fréquentiel, et en dernier recours l'adaptation à bande passante restreinte. Le choix s'effectue en fonction des restes auditifs et des performances¹³ en audiométrie vocale et vocale dans le bruit. La plupart du temps l'utilisation de l'adaptation à large bande sera mise en place. C'est souvent cette stratégie que le patient possède depuis son primo-appareillage.

Elle permet une stimulation sur toutes les fréquences audibles, le but étant de redonner le plus d'indices acoustiques au patient. (Compatible avec Oticon Opn S, Oticon Opn Play, Oticon Xceed, Oticon Xceed Play)

En cas d'échec il est préférable de renforcer les basses fréquences et de diminuer l'amplification des hautes fréquences notamment dans les zones mortes cochléaires.

Lors de la programmation de la prothèse controlatérale : il faudra utiliser le mode Bimodal Fitting dans le logiciel Genie. La prothèse controlatérale sera alors optimisée avec l'implant cochléaire. Il n'y a pas de communication entre l'implant et la prothèse controlatérale, mais comme nous avons une plateforme commune : les traitements et le mode microphonique se comportent de la même manière.



Crédit photo : Genie 2 Oticon

Une fois les réglages terminés, le fabricant propose un équilibrage de la sensation sonore, une balance de volume entre l'implant et la prothèse controlatérale. Le patient indique sur le schéma où il perçoit le son, un test de stéréo équilibrage sera ensuite réalisé pour valider les réglages.



Pour le streaming, il faudra utiliser le streamer XM Oticon Medical, ce collier est une interface entre le système bimodal et divers système d'émission (Connectline TV adaptor, téléphone, Système HF, micro déporté etc...)

Le Streamer se porte comme un collier et propose des boutons d'accès direct à plusieurs fonctions : téléphone, télévision, microphone déporté, système HF. Grâce à la technologie 2,4 GHz Bluetooth, il est compatible avec pratiquement tous les appareils Bluetooth, Android et IOS.

Le Streamer peut également servir de télécommande pour le processeur de son Neuro 2, pour changer de programme, modifier le volume ou couper le son.



Crédit photo : Oticon Medical

CONCLUSION

L'audioprothésiste a donc tout intérêt à suivre de près l'évolution des implants cochléaires afin de proposer une prothèse controlatérale toujours plus optimisée. Dans l'avenir nous pouvons nous attendre à un vrai streaming stéréo, avec analyse des RSB sur les 4 microphones, le transfert binaural d'information auditive pour une analyse "fine et structurelle" du signal en entrée, la prise en compte des propriétés acoustiques pour la gestion des électrodes basses fréquences en fonction de l'évanescence acoustique.

Remerciement : Yannick Belouard (Advance Bionics), Fabien Seldran (Medel), Hugo Sohier (Cochlear), Jean Baptiste Lemasson (GN Hearing), Hervé BISCHOFF (L.E.A Etoile), Thomas ROY (Laboratoire Le Her), Jonathan Flament (L.E.A Gobelin)

BIBLIOGRAPHIE

- 1. Kong, YY, Stickney, GS & Zeng, FG. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *The Journal of the Acoustical* (2005).
- 2. Bartov, T & Most, T. Song Recognition by Young Children With Cochlear Implants: Comparison Between Unilateral, Bilateral, and Bimodal Users. *Journal of Speech* (2014).
- 3. Fata, E. F., James, CJ & Laborde, ML. How much residual hearing is 'useful' for music perception with cochlear implants *Audiology and ...* (2009)
- 4. Potts LG, Skinner MW, Litovsky RA, Strube MJ, Kuk F. Recognition and localization of speech by adult cochlear implant recipients wearing a digital hearing aid in the nonimplanted ear (bimodal hearing). *Journal of the American Academy of Audiology*. (2009)

- 5. Zhang, T, Dorman, MF & Spahr, AJ. Information from the voice fundamental frequency (F0) region accounts for the majority of the benefit when acoustic stimulation is added to electric stimulation. *Ear and hearing* (2010).
- 6. Zirn, S., Arndt, S., Aschendorff, A., & Wesarg, T. Interaural stimulation timing in single sided deaf cochlear implant users. *Hear Res.* (2015)
- 7. Jace Wolfe, Mila Morais Duke, Erin Schafer, George Cire, Christine Menapace, Lori O'Neill Evaluation of a wireless audio streaming accessory to improve mobile telephone performance of cochlear implant users (2015)
- 8. Stefan Zirn , Julian Angermeier , Susan Arndt , Antje Aschendorff Reducing the Device Delay Mismatch Can Improve Sound Localization in Bimodal Cochlear Implant/Hearing-Aid Users *Ear and Hearing* (2019)
- 9. Gifford RH, Dorman MF, McKarns SA, Spahr AJ. Combined electric and contralateral acoustic hearing: Word and sentence recognition with bimodal hearing. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. (2007)
- 10-. Zirn, S., Angermeier, J., Arndt, S., Aschendorff, A., & Wesarg, T Reducing the device delay mismatch can improve sound localization in bimodal cochlear implant/hearing-aid users. *Trends Hear.* (2019)
- 11. Yehudai, N, Shpak, T, Most, T & Luntz, M. Functional status of hearing aids in bilateral-bimodal users. *Otology & Neurotology* (2013).
- 12. Harris, MS & Hay McCutcheon, M. An analysis of hearing aid fittings in adults using cochlear implants and contralateral hearing aids. *The Laryngoscope* (2010).
- 13. Cullington, H. E. & Zeng, F.-G. G. Comparison of bimodal and bilateral cochlear implant users on speech recognition with competing talker, music perception, affective prosody discrimination, and talker identification. *Ear Hear.* (2011)

Je suis un audioprothésiste

libre !

J'exerce comme je l'entends

 **dyapason**

www.dyapason.audio

RÉHABILITATION D'UNE SURDITÉ UNILATÉRALE CHEZ L'ADULTE : ÉTUDE DE CAS



Auteur

Elsa LEGRIS

Audioprothésiste

Les surdités unilatérales se caractérisent par une oreille présentant une audition normale et une perte sévère à profonde sur l'oreille controlatérale. La prévalence des surdités unilatérales touche en moyenne entre 7.9 et 13.3% de la population générale (Agrawal et al., 2008; Chia et al., 2007). Une surdité unilatérale a un impact sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit, la localisation sonore avec des répercussions sur la qualité de vie globale (Borton et al., 2010; Giolas and Wark, 1967; McLeod et al., 2008; Vannson et al., 2015; Wazen et al., 2003). Les options de traitement pour réhabiliter ce type de surdité consiste en un transfert de l'information auditive de l'oreille malentendante vers l'oreille entendante, par voie osseuse (BAHA ou Bone Anchored Hearing Aid) ou par voie aérienne (le CROS ou Contraletral Routing of Signal). Ceci permet de reproduire une pseudo binauralité, mais ne restaure pas la fonction auditive binaurale (Arndt et al., 2011). Les résultats obtenus avec ces réhabilitations auditives restent limités. Les systèmes CROS et BAHA améliorent la perception de la parole dans un milieu bruyant (Kitterick et al., 2014; Snapp et al., 2017), mais ne permet pas d'améliorer suffisamment la localisation sonore (Bishop and Eby, 2010; Finbow et al., 2015; Snapp et al., 2017). Selon certaines études, les prothèses auditives à ancrage osseuse présenteraient de meilleurs résultats que le CROS, en ce qui concerne la qualité de vie et la compréhension de la parole dans le bruit (Hol et al., 2010; Lin et al., 2013; Niparko et al., 2003; Wazen et al., 2003). La limite principale de ces deux méthodes est qu'elles ne permettent pas une réelle audition binaurale puisque le cortex auditif reçoit et traite uniquement les entrées auditives d'un seul côté. A ce jour, le seul système permettant la perception du côté de l'oreille malentendante est l'implant cochléaire. Toutefois, ce dispositif est réservé aux patients présentant une surdité unilatérale accompagnée d'acouphènes invalidants, depuis 2020. Le but de cette étude de cas était d'analyser les résultats prothétique d'une patiente sujette à une surdité unilatérale, non associée à des acouphènes invalidants.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Sujet

Madame B est âgée de 67 ans, et a eu un schwannome vestibulaire gauche grade IV avec une aréflexie, entraînant une surdité de perception sans intelligibilité. Madame B et l'équipe médicale ont choisi l'exérèse chirurgicale pour le traitement de son schwannome vestibulaire. A la suite de cette opération, Madame B a perdu complètement son audition résiduelle du côté gauche. Son oreille droite présente une audition normale. Elle n'a pas d'acouphène, pas de céphalée, ni de vertiges. Elle n'a pas eu d'otites dans l'enfance. Sa famille ne présente pas d'antécédents de surdité. Elle a une vie sociale très

importante, elle participe à des conférences et des spectacles régulièrement. Elle fait beaucoup de sport, et aime voyager. Suite à sa perte d'audition du côté gauche, elle localise moins bien les sources sonores, et éprouve davantage de difficultés à entendre ses petits enfants en environnement bruyant.

A l'otoscopie, elle présente des conduits auditifs externes et des tympons normaux, sans présence de cérumen.

Afin de l'aider pour sa surdité unilatérale, un essai comparatif entre un système CROS de chez Oticon et une BAHA 5 (Cochlear) a été réalisé.

Le bilan audiométrique a été réalisé lors du premier RDV, via la chaîne de mesure Affinity. Le résultat est présenté sur la Figure 1.

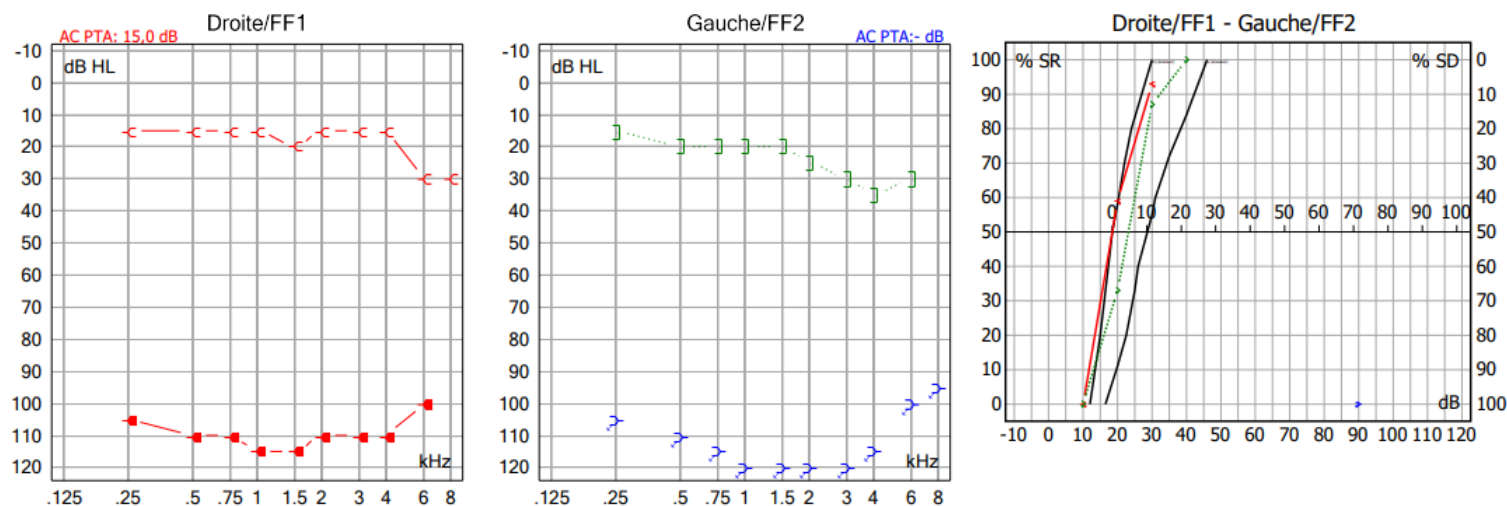


Figure 1 : Audiométrie tonale et vocale aux inserts obtenue pour l'oreille droite (courbe rouge) et gauche (courbe bleu). Une audiométrie tonale et vocale en voie osseuse du côté gauche est présentée sur les courbes en vert.

L'audiométrie tonale aux inserts montre une surdité unilatérale du côté gauche (cophose), avec une audition normale du côté droit (seuil tonal moyen de 15 dB HL). Les seuils d'inconfort sont normaux, et montrent une bonne tolérance de la patiente aux sons forts.

L'audiométrie tonale en conduction osseuse a été réalisée du côté gauche, et montre une perception correcte (seuil tonal moyen de 25 dB HL), laissant supposer une bonne transmission du côté droit.

L'audiométrie vocale a été réalisée avec les listes cochléaires de Lafon, et montre un résultat normal à droite, et l'absence de réponses du côté gauche.

En voie osseuse du côté gauche, l'intelligibilité donne un seuil d'intelligibilité de 25 dB SPL.

Réhabilitation auditive par le système CROS (Essai 1)

L'adaptation du système CROS est effectuée avec un appareil Oticon More 3 mini rite du côté droit, et un système CROS pour l'oreille gauche. Un dôme fermé à double événement a été choisi pour l'oreille droite, pour laisser passer naturellement les sons graves, et permettre une amplification sélective des aigus. En effet, ce sont les fréquences graves qui ne sont pas atteintes par l'effet d'ombre de la tête. Trois mesures in vivo (MIV) ont été réalisées du côté droit (Figure 2):

- (1) MIV réalisée avec le HP situé du côté de l'oreille droite (CROS éteint, micro de référence ipsilatéral)
- (2) MIV réalisée avec le HP situé du côté de l'oreille gauche (CROS éteint, micro de référence contralatéral)
 - (1)-(2) la différence entre les deux courbes permettait d'évaluer l'effet d'ombre de la tête. La perte de gain dû à l'effet d'ombre de la tête donnera une indication pour l'amplification compensatrice à apporter du côté droit.
- (3) MIV réalisée avec le HP situé du côté de l'oreille gauche (CROS allumé, micro de référence contralatéral), le réglage de la balance microphonique a été affinée pour que l'effet d'ombre soit compensé.

Les réducteurs de bruit ont été réglés au maximum afin d'optimiser au mieux les résultats en environnement bruyant.

Le système CROS a été testé pendant une durée de 1 mois.

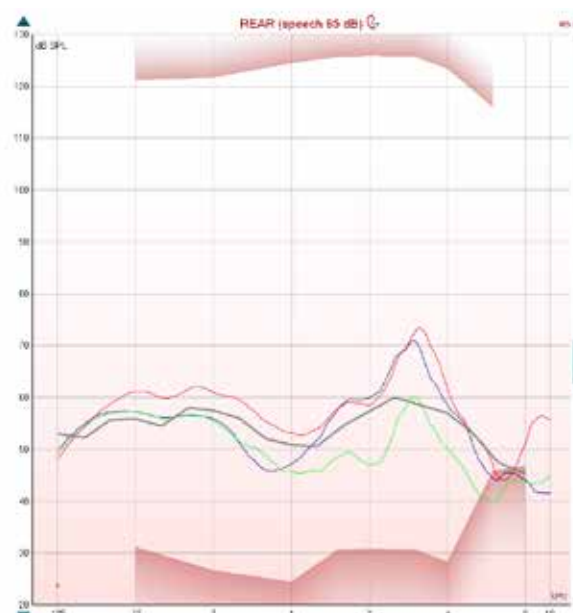


Figure 2 : Gain d'insertion obtenus du côté droit pour Madame B selon 3 conditions : (1) HP situé du côté de l'oreille droite (CROS éteint, micro de référence ipsilatéral, courbe verte) ; (2) HP situé du côté de l'oreille gauche (CROS éteint, micro de référence contralatéral, courbe rouge) ; (3) HP situé du côté de l'oreille gauche (CROS allumé, micro de référence contralatéral, courbe bleue)

Réhabilitation auditive par la BAHA (Essai 2)

La BAHA 5 Cochlear a été fixée sur un Sound Arc et positionnée au niveau de la mastoïde gauche. Le réglage de la BAHA a été inscrit à partir des préconisations du logiciel.

La morphologie du crâne de Madame B était assez petite est allongée. Malgré l'utilisation d'un Sound Arc de petite taille (S), un larsen important se déclenchait lorsqu'elle effectuait un mouvement de la tête. Nous avons donc essayé le bandeau, mais celui-ci était inconfortable pour Madame B et elle a préféré réaliser son essai avec le Sound Arc. La BAHA a été testée pendant une période de 1 mois.

Tests comportementaux

La compréhension de la parole en environnement bruyant a été évaluée avec le test Framatrix (Jansen et al., 2012), selon 3 conditions d'écoute : (1) dichotique (bruit du côté de la bonne oreille, parole du côté de la mauvaise oreille), (2) dichotique inversé (bruit du côté de la mauvaise oreille, parole du côté de la bonne oreille) et (3) diotique (parole et bruits envoyés par le même haut-parleur situé en face du sujet, 0° azimuth). Les tests ont été effectués à la fin de la période d'essai des systèmes BAHa et CROS, et oreilles nues.

Une épreuve stéréo-audiométrique de mesure multidirectionnelle du gain prothétique (épreuve de Dehaussy) a également été réalisée (Decroix, G, Dehaussy J, 1965). Il s'agit d'une audiométrie tonale en champs libre, qui a été effectuée avec et sans les réhabilitations auditives (CROS et BAHa), sur 5 haut-parleurs, afin de mesurer le gain prothétique multidirectionnel. Un bruit en bande étroite filtré de 2kHz a été utilisé. La fréquence du 2kHz a été choisie puisque c'est une fréquence essentielle à la compréhension de la parole, et parce que cette fréquence se trouve atténuée par l'effet de masque de la tête.

Un test de localisation sonore a été réalisé. Ce test est inspiré de l'épreuve de Decroix et Dehaussy (1961), consistant à tester les capacités du patient à localiser la source sonore, à la différence que ce test n'a pu être réalisé que sur 5 haut-parleurs et non 8. Un bruit en bande étroite filtré de 2kHz a été envoyé aléatoirement, trois fois, sur chacun des 5 haut-parleurs. La patiente devait situer la provenance du son.

RÉSULTATS

Audiométrie vocale dans le bruit

Les seuils d'intelligibilité vocale (SIB50) obtenus pour les 3 configurations sonores sont présentés dans le Tableau 1.

Condition	SIB ₅₀		
	Avec CROS	Avec BAHa	Oreilles nues
Dichotique inversé 	-4.7 dB RSB	-4.1 dB RSB	-1.7 dB RSB
Dichotique 	-3 dB RSB	-3.1 dB RSB	+4 dB RSB
Diotique 	-2.1 dB RSB	-2.1 dB RSB	-2.7 dB RSB

Tableau 1 : Seuil d'intelligibilité vocal (SIB50) obtenus pour le test d'audiométrie vocale dans le bruit Framatrix de Madame B. Les résultats sont présentés pour les conditions dichotique inversé, dichotique et diotique, pour les deux réhabilitations auditives testées (CROS et BAHa) et oreilles nues.

Les résultats montrent une amélioration de l'intelligibilité suite au port du CROS et de la BAHa pour les conditions d'écoute dichotique inversé et dichotique. En revanche, en diotique, les résultats diffèrent peu, que la patiente soit oreilles nues ou avec les systèmes BAHa et CROS.

Les résultats obtenus avec les systèmes BAHa ou CROS sont similaires pour toutes les conditions d'écoute évaluées.

Epreuve stéréoaudiométrique de mesure multidirectionnelle du gain prothétique (épreuve de Dehaussy)

Les résultats de cette épreuve sont présentés sur un diagramme (Figure 3).

Le graphique indique des perceptions équivalentes pour les haut-parleurs situés à 0, 45 et 135° que la patiente soit oreilles nues, ou avec les systèmes BAHa et CROS.

Pour le haut-parleur localisés à 315°, la patiente percevait davantage la stimulation auditive avec les systèmes BAHa et CROS. Pour le haut-parleur se trouvant à 225°, la patiente aurait une meilleure perception uniquement avec la BAHa.

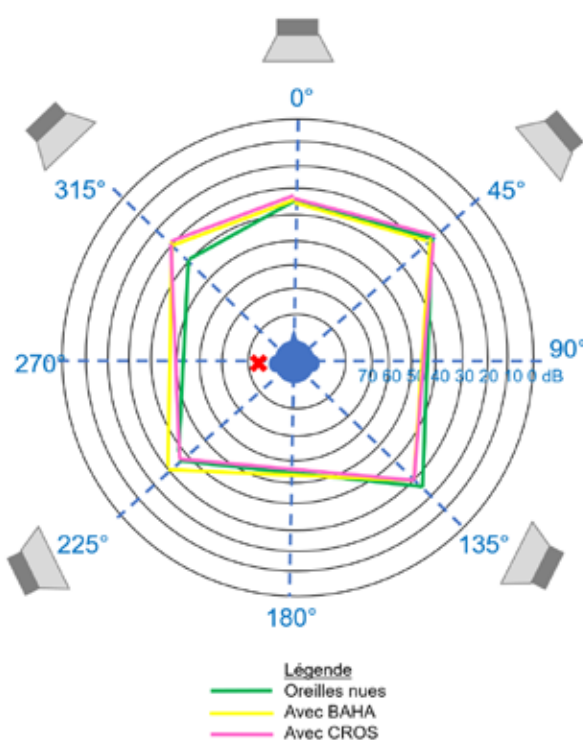


Figure 3 : Épreuve de mesure du gain prothétique multidirectionnel pour Madame B selon les 3 conditions (oreilles nues, en vert ; avec BAHa, en jaune ; avec CROS, en rose)

Localisation sonore

Le nombre d'erreurs par haut-parleur a été relevé et est présenté dans le Tableau 2 ci-dessous.

La patiente montrait un nombre d'erreur très important pour les haut-parleurs situés à 225 et 315°. Pour ceux situés à 0, 45 et 135°, le nombre d'erreur était moins élevé. Les scores étaient proches quel que soit la condition de test (oreilles nues, avec BAHa ou avec CROS).

Haut-parleur (angle par rapport au patient)	225°	315°	0°	45°	135°
Oreilles nues	100%	100%	0%	33.3%	3 et 3.3%
Avec BAHA	100%	100%	33.3%	33.3%	0%
Avec CROS	66.7%	66.7%	0%	33.3%	33.3%

Tableau 2 : Pourcentage d'erreurs pour le test de localisation de Madame B en fonction de sa condition (oreilles nues, avec BAHA, avec CROS)

DISCUSSION

Cette étude de cas montre une amélioration de la compréhension de la parole dans le bruit avec les systèmes CROS et BAHA, avec l'absence d'amélioration pour localiser la source sonore.

L'épreuve de compréhension de la parole dans le bruit montre des résultats contrastés. Dans le cas des conditions dichotique et dichotique inversé, les sources de parole et de bruit se trouvent éloignées par deux haut-parleurs, entraînant une modification spatiale des deux sources sonores, et donc des différences interaurales de temps et d'intensité. Les indices binauraux peuvent alors s'ajouter, favorisant l'émergence de la parole. Lorsque Madame B était oreilles nues, on constate une nette différence entre ses résultats obtenus en condition dichotique (SIB50 = +4dB RSB) et dichotique inversé (SIB50 = -4.7dB RSB). Ce résultat reflète les répercussions de la perte de la binauralité, puisque son système auditif ne peut plus analyser les différences interaurales de temps et d'intensité entre la parole et le bruit parvenant aux deux oreilles. Les systèmes CROS et BAHA ne permettent pas de stimuler l'oreille déficiente. Le transfert de l'information du côté de la bonne oreille est artificiel. Toutefois, on constate que la patiente présentait de meilleures performances en condition dichotique (amélioration de 7 dB RSB) et dichotique inversé (amélioration de 3dB RSB) lorsqu'elle portait les deux types de réhabilitation auditive. Ce résultat montre que la transmission du son s'est effectuée efficacement pour tenter de reproduire une pseudo binauralité. Toutefois, les résultats observés ne montraient pas de meilleures performances pour la BAHA par rapport au système CROS, contrairement à ce que certaines études avaient pu montrer (Hol et al., 2010; Lin et al., 2013; Niparko et al., 2003; Wazen et al., 2003).

En condition dichotique, les différences interaurales de temps et d'intensité sont égales à 0. Seules les variations du rapport signal sur bruit favorisent l'émergence du signal utile. Les résultats obtenus ne montrent pas de différence, que l'on soit avec la BAHA, le système CROS ou oreille nue. Ce résultat indique l'absence d'effet d'amplification des dispositifs CROS et BAHA, ce qui est logique puisque Madame B avait une audition normale à droite, et qu'aucune amplification corrective n'a été délivrée par les deux réhabilitations auditives proposées. L'effet de sommation n'est donc pas significatif comme cela a été montré dans d'autres études (Arndt et al., 2011; Dorbeau et al., 2018; Legris et al., 2019).

Concernant l'épreuve de Dehaussy, on constate sur le diagramme (Figure 3) que lorsque Madame B était oreilles nues, la spatialisation était tronquée du côté gauche avec une perception atténuée d'environ 10dB. La BAHA permettait de restaurer le déficit en rétablissant un gain prothétique plus homogène sur les 5 haut-parleurs. Le système CROS semblait un peu moins performant que la BAHA (seuil à 30dB) pour la perception du haut-parleur situé à 225° (seuil à 35dB, comme celui obtenu oreilles nues).

Enfin, pour l'épreuve de localisation sonore, lorsque les sons provenaient du côté gauche, la patiente se trompait systématiquement pour les situations oreilles nues et avec BAHA. Il y avait moins d'erreurs pour le système CROS, mais ce résultat était probablement lié au hasard.

Les stimuli provenant des HP en face ou du côté droit génèrent moins d'erreurs pour les 3 conditions (oreilles nues, BAHA et CROS).

De manière générale, les résultats étaient similaires avec des valeurs homogènes quel que soit la réhabilitation auditive utilisée, montrant leur faible impact pour aider dans la localisation spatiale. Ce résultat va dans la continuité des études menées sur le sujet (Bishop and Eby, 2010; Finbow et al., 2015; Snapp et al., 2017).

CONCLUSION

Pour le système CROS, le data logging montrait un temps de port de 7 heures par jour. Madame B était plutôt satisfaite de ce système qui lui permettait davantage de percevoir son interlocuteur du côté gauche en voiture ou dans le bruit. Cependant, ses difficultés à se repérer dans l'espace étaient persistantes.

Madame B a essayé sa BAHA essentiellement à domicile (environ 3 heures par jour). Cet essai lui a permis de tester la BAHA pour l'écoute de la télévision, ou des diners entre amis. Le système lui a paru inconfortable, et le larsen demeurait persistant malgré les tests antilarsen et ses efforts pour positionner la BAHA correctement. Les résultats en cabine avec ce système étaient plutôt convaincants. Toutefois, la gêne occasionnée par l'effet larsen était trop inconfortable pour que Madame B envisage de conserver une BAHA sur Soundarc. Aussi, elle ne souhaitait pas avoir de nouvelle opération chirurgicale.

Madame B a donc choisi de conserver le système CROS, même si elle décrivait une amélioration faible.

BIBLIOGRAPHIE

- Agrawal, Y., Platz, E.A., Niparko, J.K., 2008. Prevalence of hearing loss and differences by demographic characteristics among US adults: data from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2004. *Arch. Intern. Med.* 168, 1522-1530. <https://doi.org/10.1001/archinte.168.14.1522>
- Arndt, S., Laszlj, R., Aschendorff, A., Beck, R., Schild, C., Hassepas, F., Ihorst, G., Kroeger, S., Kirchem, P., Wesarg, T., 2011. [Unilateral deafness and cochlear implantation: audiological diagnostic evaluation and outcomes]. *HNO* 59, 437-446. <https://doi.org/10.1007/s00106-011-2318-8>
- Bishop, C.E., Eby, T.L., 2010. The current status of audiology rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *The Laryngoscope* 120, 552-556. <https://doi.org/10.1002/lary.20735>
- Borton, S.A., Mauze, E., Lieu, J.E.C., 2010. Quality of life in children with unilateral hearing loss: a pilot study. *Am. J. Audiol.* 19, 61-72. [https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2010\)07-0043](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2010)07-0043)

CAS CLINIQUE SURDITÉ UNILATÉRALE CHEZ L'ADULTE

- Chia, E.-M., Wang, J.J., Roctchina, E., Cumming, R.R., Newall, P., Mitchell, P., 2007. Hearing impairment and health-related quality of life: the Blue Mountains Hearing Study. *Ear Hear.* 28, 187–195. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31803126b6>
- Decroix, G., Dehaussy J., 1965. Stéréaudiométrie et appareillage stéréophonique.
- Dorbeau, C., Galvin, J., Fu, Q.-J., Legris, E., Marx, M., Bakhos, D., 2018. Binaural Perception in Single-Sided Deaf Cochlear Implant Users with Unrestricted or Restricted Acoustic Hearing in the Non-Implanted Ear. *Audiol. Neurotol.* 23, 187–197. <https://doi.org/10.1159/000490879>
- Finbow, J., Bance, M., Aiken, S., Gulliver, M., Verge, J., Caissie, R., 2015. A Comparison Between Wireless CROS and Bone-anchored Hearing Devices for Single-sided Deafness: A Pilot Study. *Otol. Neurotol. Off. Publ. Am. Otol. Soc. Am. Neurotol. Soc. Eur. Acad. Otol. Neurotol.* 36, 819–825. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000762>
- Giolas, T.G., Wark, D.J., 1967. Communication problems associated with unilateral hearing loss. *J. Speech Hear. Disord.* 32, 336–343.
- Hol, M.K.S., Kunst, S.J.W., Snik, A.F.M., Bosman, A.J., Mylanus, E.A.M., Cremers, C.W.R.J., 2010. Bone-anchored hearing aids in patients with acquired and congenital unilateral inner ear deafness (Baha CROS): clinical evaluation of 56 cases. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 119, 447–454. <https://doi.org/10.1177/000348941011900704>
- Jansen, S., Luts, H., Wagener, K.C., Kollmeier, B., Del Rio, M., Dauman, R., James, C., Fraysse, B., Vormès, E., Frachet, B., Wouters, J., van Wieringen, A., 2012. Comparison of three types of French speech-in-noise tests: a multi-center study. *Int. J. Audiol.* 51, 164–173. <https://doi.org/10.3109/14992027.2011.633568>
- Kitterick, P.T., O'Donoghue, G.M., Edmondson-Jones, M., Marshall, A., Jeffs, E., Craddock, L., Riley, A., Green, K., O'Driscoll, M., Jiang, D., Nunn, T., Saeed, S., Aleksy, W., Seeber, B.U., 2014. Comparison of the benefits of cochlear implantation versus contra-lateral routing of signal hearing aids in adult patients with single-sided deafness: study protocol for a prospective within-subject longitudinal trial. *BMC Ear Nose Throat Disord.* 14, 7. <https://doi.org/10.1186/1472-6815-14-7>
- Legris, E., Roux, S., Aoustin, J.-M., Galvin, J., Bakhos, D., 2019. Cortical auditory responses according to hearing rehabilitation in unilateral hearing loss. *Eur. Ann. Otorhinolaryngol. Head Neck Dis.* 136, 439–445. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2019.08.001>
- Lin, F.R., Yaffe, K., Xia, J., Xue, Q.-L., Harris, T.B., Purchase-Helzner, E., Satterfield, S., Ayonayon, H.N., Ferrucci, L., Simonsick, E.M., Health ABC Study Group, 2013. Hearing loss and cognitive decline in older adults. *JAMA Intern. Med.* 173, 293–299. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2013.1868>
- McLeod, B., Upfold, L., Taylor, A., 2008. Self reported hearing difficulties following excision of vestibular schwannoma. *Int. J. Audiol.* 47, 420–430. <https://doi.org/10.1080/14992020802033083>
- Niparko, J.K., Cox, K.M., Lustig, L.R., 2003. Comparison of the Bone Anchored Hearing Aid Implantable Hearing Device with Contralateral Routing of Offside Signal Amplification in the Rehabilitation of Unilateral Deafness. *Otol. Neurotol.* 24, 73–78.
- Snapp, H.A., Holt, F.D., Liu, Xuezhong., Rajguru, S.M., 2017. Comparison of speech in noise and localization benefits in unilateral hearing loss subjects using contralateral routing of signal hearing aids or bone anchored implants. *Otol. Neurotol. Off. Publ. Am. Otol. Soc. Am. Neurotol. Soc. Eur. Acad. Otol. Neurotol.* 38, 11–18. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001269>
- Vannson, N., James, C., Fraysse, B., Strelnikov, K., Barone, P., Deguine, O., Marx, M., 2015. Quality of life and auditory performance in adults with asymmetric hearing loss. *Audiol. Neurotol.* 20 Suppl 1, 38–43. <https://doi.org/10.1159/000380746>
- Wazen, J.J., Spitzer, J.B., Ghossaini, S.N., Fayad, J.N., Niparko, J.K., Cox, K., Brackmann, D.E., Soli, S.D., 2003. Transcranial contralateral cochlear stimulation in unilateral deafness. *Otolaryngol.-Head Neck Surg. Off. J. Am. Acad. Otolaryngol.-Head Neck Surg.* 129, 248–254. [https://doi.org/10.1016/S0194-5998\(03\)00527-8](https://doi.org/10.1016/S0194-5998(03)00527-8)

La solution en réponse à vos besoins

Une offre adaptée à vos pratiques quotidiennes

Diatec, la Division Diagnostic de Prodition, a pour vocation de répondre aux besoins quotidiens des professionnels de l'audition. Des gammes complètes de solutions sont proposées, conçues en collaboration avec des professionnels du monde entier, engagés et passionnés.

Notre engagement : fournir les solutions et services qui facilitent le quotidien de tous.

Assises ORL
Retrouvons-nous
à Cannes
les 2,3 et 4
février 2023



Audiologie
Tympanométrie
Acouphénométrie



PEA - OEA
ASSR
VEMP



Explorations
vestibulaires



Consommable
compatible toutes marques

Veuillez nous contacter pour connaître la
liste des équipements référencés UniHA



PATIENTS ADULTES

EN LIMITE D'INDICATION

D'IMPLANTATION COCHLÉAIRE



Auteurs

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

Madame G est née en 1961. Sa surdité a été repérée à l'âge de 6 ans dans l'est de la France (sévère premier degré selon la classification BIAP). Elle a été régulièrement appareillée et a été vue au laboratoire en 1994 (à 33 ans), suite à un déménagement dans la région parisienne. Elle était alors en cours de licenciement et elle était enceinte de son premier enfant (P). Elle est à la recherche de solutions auditives plus performantes car elle ressent une fatigue et un stress importants dans son travail qui pourraient être soulagés par une audition améliorée.

En 1994, elle a pu bénéficier d'appareils auditifs numériques programmables à un canal, dont un ajustement judicieux des filtres passe bas et passe haut (pente de la courbe ajustable autour d'une fréquence charnière) a permis d'apporter autant de gain que cela pouvait être techniquement possible dans les fréquences graves (Appareil Bosch eurodigital p2®).

Si en 1997, le Triton 3004 de Siemens®, appareil analogique, permettait d'ajuster le gain dans 3 canaux il fallut attendre les années 2000 pour pouvoir avoir recours à un appareil

numérique (4D, Siemens®) qui apportât enfin un gain plus adapté dans chacun des 4 canaux, notamment avec un gain plus important pour les fréquences graves que les aigus tout en tentant d'éviter les effets de masque. Un compromis fut donc à trouver. Les possibilités techniques augmentées trouvèrent malgré tout leur limite. Effectivement, les possibilités offertes en 2022, ne permettent pas à la patiente de supporter un gain plus important que celui apporté par ses appareils surpuissants EQ998-Resound ® (Figure 2A). Le mécanisme sous-jacent est

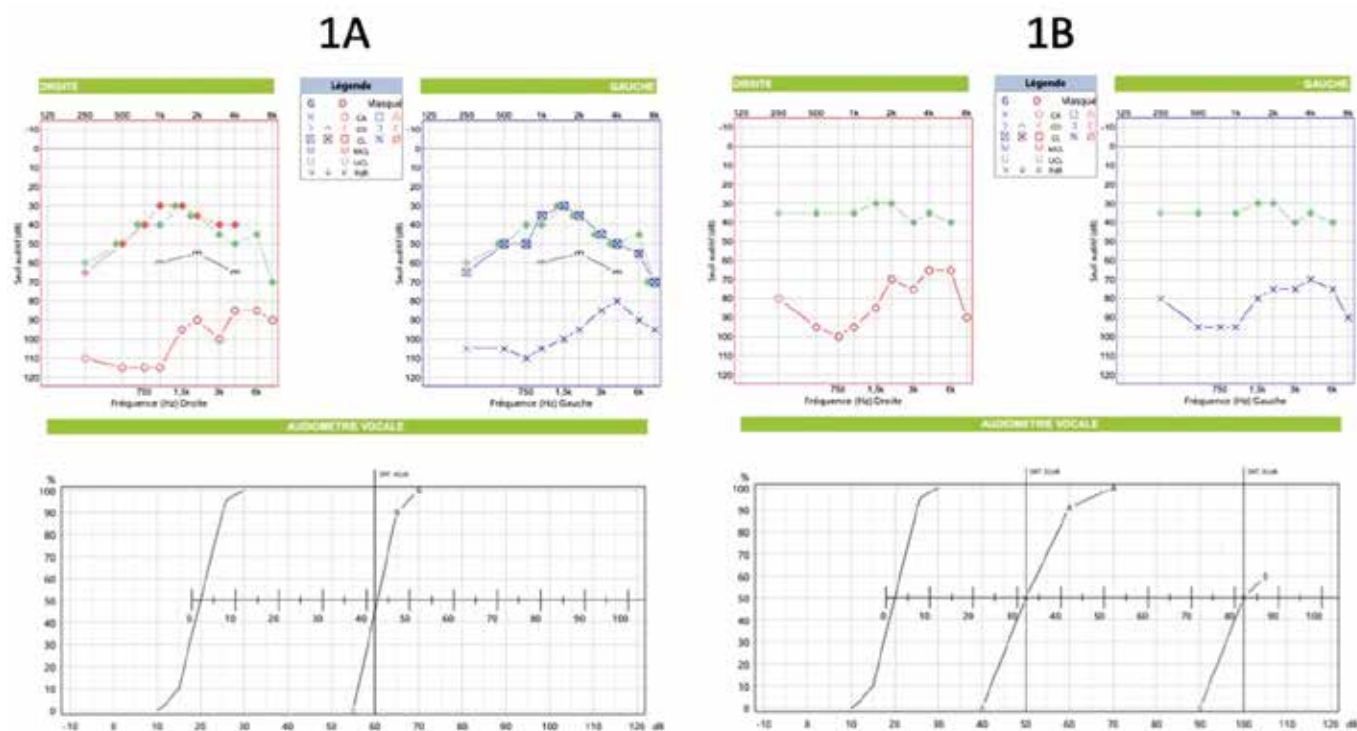


Figure 1 : Audiométrie tonale réalisée en 2022 pour Madame G (figure 1A) et son fils P (figure 1B). La courbe audiométrique de P (28 ans) correspond sensiblement à celle de sa mère en 1994 (33 ans).

très certainement plus subtile qu'une simple perte d'audibilité compensable par un gain et un contrôle automatique de gain tel que les méthodes de pré-réglage le préconise par bande de fréquence. Des explorations fonctionnelles complémentaires seraient souhaitables (oto-émissions acoustiques provoquées, produits de distorsion, courbes d'accord...)

Madame G travaille dans l'informatique, elle a un poste à responsabilités, elle encadre plusieurs personnes et participe à des réunions en français et en anglais.

Néanmoins, la demande reste la même qu'en 1994 : il lui semble que si elle pouvait percevoir mieux, elle serait moins épuisée. Madame G est une battante. Quand elle dit qu'elle est épuisée elle est en fait déjà au bord de l'arrêt de travail. Elle en parle avec des sanglots. Elle recherche une aide autre qu'orthophonique dont elle a déjà tiré un grand bénéfice dans la maîtrise de la lecture labiale et de l'attention dirigée sur la voix. Faute de tests permettant de quantifier l'effort attentionnel mis en place pour compenser une perte d'audition qui est devenue profonde degré 1 en 28 ans avec un score d'intelligibilité qui demeure excellent avec appareils auditifs, elle ne rentre pas dans les critères d'indication de l'implant cochléaire de l'adulte.

Néanmoins, un avis dans un centre de référence d'implantation cochléaire de l'adulte est demandé dès 2016. Elle a été refusée à 2 reprises. Ce manque de perspectives la pousse à l'arrêt de travail. Des aménagements dans son travail lui sont proposés : télétravail 2 jours par semaine, aménagement du poste de travail, jumelage de ses aides auditives à son iphone®, utilisation d'un microphone déporté (multimic®) pour mieux comprendre

son interlocuteur dans un milieu bruyant et transmettre le son de son ordinateur vers les aides auditives lors des téléconférences. La période covid et le confinement imposés ont paradoxalement permis d'améliorer ses performances sociales 'à distance' en limitant les interactions sociales 'tout venant'.

Madame G a une deuxième motivation à l'implantation cochléaire : son fils. Celui-ci a été appareillé à l'âge de 3 ans pour une surdité sévère premier degré selon la classification BIAP (figure 1B), compliqué par des épisodes d'otites dès le plus jeune âge. Son fils porte ses appareils auditifs plus de 12h par jour et a une scolarité 'normale' jusqu'à sa classe de prépa. L'attention requise pour étudier après un bac scientifique et pour compenser son handicap auditif l'amène à l'épuisement, avec déscolarisation et tentative de suicide. Sa perte tonale d'audition à 28 ans est comparable à celle de sa mère au même âge avec des analogies flagrantes (perte inversée). Le réglage des appareils (Figure 2B) permet une excellente intelligibilité de la parole dans le calme. Son intelligibilité dans le bruit sans lecture labiale est nulle avec appareils auditifs et de 100 % avec lecture labiale et de 70% avec lecture labiale sans aides auditives (comme sa mère). Même si l'apport des appareils auditifs est limité pour accéder à l'intelligibilité dans le bruit, l'audibilité de certains traits acoustiques complète très favorablement les performances de lecture labiale (Figure 1B).

On soupçonne qu'une amélioration de la qualité de perception sonore pourrait avoir des conséquences très positives sur les possibilités d'intelligibilité de la parole dans le bruit mais également de communication générale en réduisant l'effort d'écoute nécessaire.

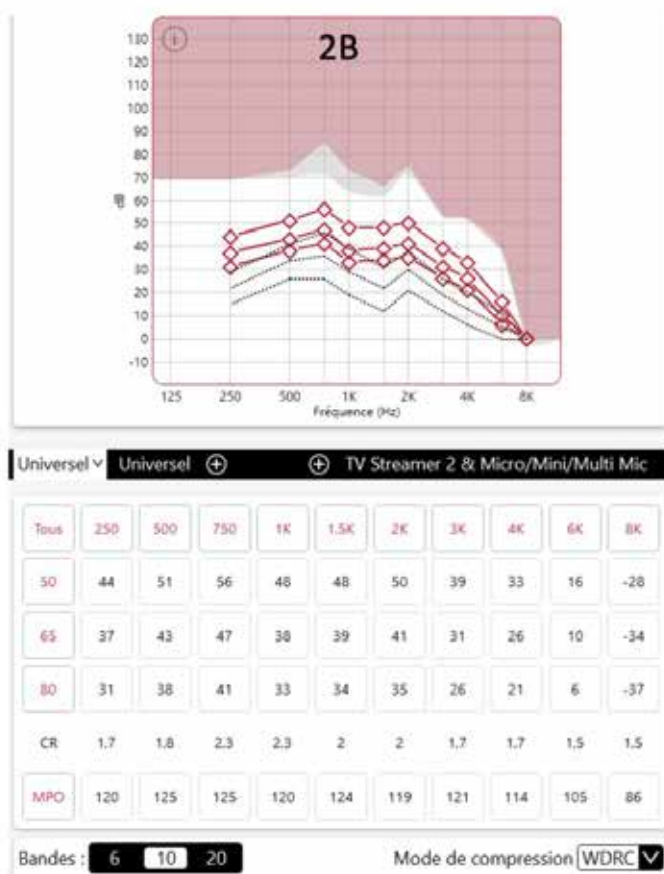
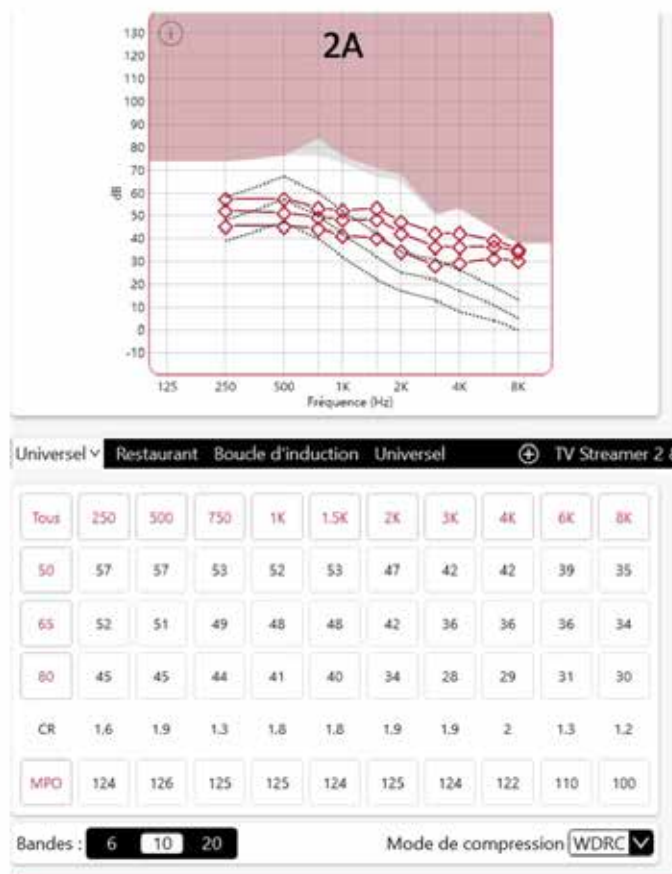


Figure 2 : Réglages des contours d'oreille surpuissant EQ998 Resound® de Madame G (2A) et de son fils P (2B)

L'excellent résultat audioprothétique a obéré les possibilités d'envisager les possibilités offertes par l'implantation cochléaire. D'autres enfants auraient bénéficier d'une implantation cochléaire pour un degré de perte comparable et un score d'intelligibilité de 100% dans le silence ¹, motivé par le caractère évolutif de la surdité.

Même si l'évolution semble lente, que P est en rupture avec le système, sa mère espère pouvoir ouvrir une voie d'espoir pour son fils en étant la première de la famille à bénéficier d'une implantation cochléaire.

Par ailleurs, les profils audiométriques comparables (figure 1) laissent supposer une composante génétique. Madame G, comme son fils ont des problèmes dentaires liées à une atteinte de l'émail. Son dentiste suspecte un syndrome oto-dentaire (syndrome de Heimler) ².

Pour ces deux personnes, il n'y a pas d'atteinte visuelle connue à ce jour et aucun bilan génétique ne leur a été proposé.

On peut penser que si P était né en 2023, il aurait pu bénéficier d'un dépistage de sa surdité à la naissance, que Mme G et son

fils auraient pu bénéficier d'un conseil génétique (et se savoir être porteurs d'un gène connu de la surdité), et que devant le caractère évolutif et syndromique de leur perte d'audition une implantation cochléaire leur soit proposée. Les tests permettant au clinicien de mesurer l'effort d'écoute, l'apport de l'audition à la lecture labiale et d'avoir un argument supplémentaire pour poser l'indication de l'implant cochléaire restent à définir. Cette absence de critère plonge les patients dans une zone grise où la décision d'implantation cochléaire est 'limite' et dépend en grande partie de la qualité de la relation soignant(s) / patient.

BIBLIOGRAPHIE

- 1. Coez A, *Frontières prothèses auditives-implants cochléaires : rôle de l'audioprothésiste*, Cahiers de l'audition (2015), 4, 53-55
- 2. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/202110/pnds_syndrome_dheimler_-_texte_du_pnds.pdf



Mathias LEGRAND : AU SERVICE DES AUDIOPROTHÉSISTES

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



Toute notre production est réalisée en 3d :

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



STYL'EMBOUTS

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

FABRICATION
100% FRANÇAISE



LABORATOIRE CERTIFIÉ
DM 2017/745



LES PRODUITS DE DISTORSION ACOUSTIQUES HAUTE-FRÉQUENCES : UNE EXPLORATION AUDIOLOGIQUE SOUS-UTILISÉE



Auteur

Marine HAUCHÈRE

Comité de rédaction scientifique
Audika

L'objectif de cette mini-revue est, à l'aide de quelques articles choisis, de mettre en lumière de récentes indications d'utilisation en routine audiolinguistique des produits de distorsion acoustiques haute-fréquences.

Parmi les explorations audiolinguistiques non-invasives et objectives, les **otoémissions acoustiques (OEA)** permettent une évaluation de la **fonctionnalité des cellules ciliées externes (CCE)**. En d'autres termes, ce sont des sous-produits de la contraction des CCE et de la production d'une onde acoustique inverse émise par l'oreille moyenne (OM) et le tympan vers le conduit auditif externe (CAE). Cette technique a été décrite pour la première fois par l'anglais David KEMP en 1978 ¹. Ainsi à l'aide d'une sonde (composée d'un microphone et d'écouteurs miniaturisés) délicatement positionnée dans le CAE, il est possible de recueillir des OEA spontanées (sans stimulation acoustique) ou des OEA en réponse à une stimulation sonore. De fait, il existe différents types d'OEA : les OEA transitoires ou provoquées (OEAp, évoquées avec un clic de stimulation) et les produits de distorsion acoustiques (PDA). Si la première catégorie d'OEA renseigne sur l'état fonctionnel de la cochlée de façon globale et sur une gamme spectre de 500Hz à 4kHz, la seconde catégorie d'OEA en PDA permet d'explorer plus précisément et spécifiquement les différentes zones cochléaires. Actuellement, les OEAp et les PDA peuvent être recueillis avec des appareils dit de « dépistage » ou « clinique ». Depuis environ 5 ans, quelques fabricants distribuent des appareils permettant d'enregistrer des PDA au-delà de 4kHz et jusqu'à 10kHz. Ces outils permettent désormais de détecter et de documenter des déficits auditifs présents dans cette gamme des hautes fréquences (HF).

Parmi les explorations audiolinguistiques non-invasives et objectives, les **otoémissions acoustiques (OEA)** permettent une évaluation de la **fonctionnalité des cellules ciliées externes (CCE)**. En d'autres termes, ce sont des sous-produits de la contraction des CCE et de la production d'une onde acoustique inverse émise par l'oreille moyenne (OM) et le tympan vers le conduit auditif externe (CAE). Cette technique a été décrite pour la première fois par l'anglais David KEMP en 1978 ¹. Ainsi à l'aide d'une sonde (composée d'un microphone et d'écouteurs miniaturisés) délicatement positionnée dans le CAE, il est possible de recueillir des OEA spontanées (sans stimulation acoustique) ou des OEA en réponse à une stimulation sonore. De fait, il existe différents types d'OEA : les OEA transitoires ou provoquées (OEAp, évoquées avec un clic de stimulation) et les produits de distorsion acoustiques (PDA). Si la première catégorie d'OEA renseigne sur l'état fonctionnel de la cochlée de façon globale et sur une gamme spectre de 500Hz à 4kHz, la seconde catégorie d'OEA en PDA permet d'explorer

plus précisément et spécifiquement les différentes zones cochléaires. Actuellement, les OEAp et les PDA peuvent être recueillis avec des appareils dit de « dépistage » ou « clinique ». Depuis environ 5 ans, quelques fabricants distribuent des appareils permettant d'enregistrer des PDA au-delà de 4kHz et jusqu'à 10kHz. Ces outils permettent désormais de détecter et de documenter des déficits auditifs présents dans cette gamme des hautes fréquences (HF).

Shetty et son équipe ² ont mené une étude auprès de 70 patients adultes recevant un traitement à base de cisplatine. Suite à la première cure de chimiothérapie, une atteinte des fréquences entre 4 et 8 kHz a été identifiée pour 20,7% des patients à l'aide de l'audiométrie classique contre plus de 50% des patients à l'aide des PDA HF (sur les mêmes fréquences). Cette étude souligne l'intérêt des PDA HF comme un **outil sensible pour la détection précoce de l'ototoxicité** induite par les traitements de chimiothérapie.

Le dépistage systématique de la surdité à la naissance (DSSN) repose sur une mesure objective de l'audition, soit à l'aide des potentiels évoqués auditifs automatisés (PEAa), soit des otoémissions acoustiques automatisés (OEAa). L'absence de préparation du patient (positionnement des électrodes pour les PEAa), l'utilisation de peu de consommable (à savoir l'embout à usage unique positionné sur la sonde), la rapidité de l'enregistrement, font des OEAa un test de choix pour le DSSN dans de nombreuses maternités. Cependant au cours des premiers jours après la naissance, l'oreille moyenne (OM) du nouveau-né peut encore être encombrée de liquide tel que le vernix ou le liquide amniotique. Cette obstruction de l'OM peut induire un biais dans la mesure des OEA et ainsi entraîner un taux de résultats « faux positifs » important (enfant normo-entendant avec un dépistage positif, donc suspicion de surdité). En 2019, Akinpelu et son équipe ³ ont mené une étude auprès de 255 nouveau-nés ayant été soumis au DSSN à la fois en OEAa et en PEAa. Les auteurs ont montré que l'utilisation des PDA hautes fréquences (1 à 12kHz) permettaient de réduire le taux de faux positifs de 9% à 0,4%, comparativement au dépistage conventionnel en OEAa. En effet, le liquide présent dans l'OM va augmenter le niveau de bruit de fond au niveau des « basses » fréquences (<1kHz) mais pas au niveau des hautes fréquences. Ainsi, les **PDA HF renforceraient la puissance du dépistage précoce de la surdité.**

Les otites séro-muqueuses sont fréquentes pendant l'enfance. Elles se traduisent par une accumulation de liquide au niveau de la caisse tympanique qui, comme à la naissance, peuvent induire des biais dans la mesure des PDA sur une plage fréquentielle standard 1-8kHz. Dans une étude de 2007, Kei et son équipe ⁴ ont montré que chez des enfants normo-entendants scolarisés (n=50, âgés entre 5 et 7 ans), les PDA HF (mesurés entre 9 et 16kHz) n'étaient pas impactés par les troubles de l'OM. En effet, cette étude a révélé que chez les enfants présentant une otite (objectivé par la tympanométrie) les PDA HF étaient mesurables avec un rapport signal sur bruit diminué (comparativement aux enfants sans otite) pour les fréquences allant de 1 à 9,5 kHz. Par ailleurs, les PDA aux fréquences entre 10 et 14kHz ne semblent pas être affectés par la présence d'un trouble de l'OM. Il est donc possible d'évaluer l'intégrité de la fonctionnalité des CCE à l'aide des PDA HF même chez des enfants présentant une dysfonction au niveau de la caisse tympanique. En quelque sorte les **PDA HF « outre passeraient » les pathologies de l'OM.**

L'audibilité de tous les phonèmes et leur discrimination sont cruciales pour le développement du langage chez l'enfant. Une étude de 2020 ⁵, portant sur l'évaluation de la discrimination des sons (dans le silence et dans le bruit) au sein d'une population pédiatrique (41 enfants normo-entendants âgés de 4 à 5 ans), a montré que les examens auditifs (audiométrie et PDA) étendus aux hautes fréquences permettaient d'identifier des altérations subtiles de l'audition. Les auteurs ont observé, chez 6 de ces 41 enfants (15 %), une corrélation (modérée mais significative) entre des difficultés de discrimination phonémique dans le bruit (par rapport à la situation dans le calme) et les résultats à la fois en audiométrie HF et en sur les valeurs des PDA HF. Si l'objectif de cette étude était de souligner l'impact de l'audition dans la perception de la parole et donc le développement des compétences pour la parole et le langage, les auteurs insistent sur l'intérêt des PDA HF dans le repérage d'atteintes subtiles

(car non repérées à l'audiométrie classique) de l'audition chez des enfants présentant des troubles développementaux du langage.

Depuis la publication de Livingston parue dans The Lancet en 2017 ⁶ des recommandations d'une charge audioprothétique précoce de la personne âgée pour le maintien (ou le ralentissement de la dégradation) de ses fonctions cognitives, de nombreuses études ^{7,8} se sont emparées du sujet. Il est désormais clairement admis que l'objectif de cette réhabilitation auditive « non-retardée » est d'agir en amont, en maintenant une stimulation auditive efficiente pour prévenir (ou réduire) l'installation du déclin cognitif et à plus long terme de l'apparition de la démence. Dans ce sens, Wang et son équipe ⁹, ont cherché à éclaircir le lien entre les systèmes cognitif et auditif,

en s'intéressant aux dysfonctions cochléaires au niveau des hautes fréquences (HF). Dans cette étude, 74 patients présentant une presbycusie et 71 sujets normo-entendants (appariés selon l'âge, le sexe et le niveau d'éducation) ont subi une batterie de tests cognitifs ainsi que des audiométries tonales

liminaires et vocales simples et des enregistrements de PDA. L'étude montre une corrélation négative entre le taux de PDA HF et différentes capacités cognitives telles que la mémoire, l'attention, la vitesse de traitement ou encore les fonctions exécutives. Les auteurs ont montré que les PDA HF sont un meilleur marqueur prédictif du déclin cognitif que pourrait l'être la perte auditive moyenne ou le seuil d'intelligibilité.

Les PDA HF semblent donc être un marqueur de l'ototoxicité, des troubles du langage, du déclin cognitif. De manière plus précoce, ils pourraient également améliorer le DSSN, qui reste un dépistage essentiel pour la prise en charge et la qualité de vie des patients.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am*. 1978 Nov;64(5):1386-91
2. Shetty S, Bhandary SK, Bhat V, Aroor R, Shetty J, Dattatreya T. Role of Otoacoustic Emission in Early Detection of Cisplatin Induced Ototoxicity. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2022 Aug;74(Suppl 1):164-169
3. Akinpelu, O.V., Funnell, W.R.J., Daniel, S.J., 2019. High-frequency otoacoustic emissions in universal newborn hearing screening. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 127, 109659.
4. Kei J, Brazel B, Crebbin K, Richards A, Willeston N. High frequency distortion product otoacoustic emissions in children with and without middle ear dysfunction. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. janv 2007;71(1):125-33.
5. Nakeva von Mentzer C. Phonemic discrimination and reproduction in 4-5-year-old children: Relations to hearing. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2020 Jun;133:109981.
6. Livingston G, Sommerlad A, Orgeta V, Costafreda SG, Huntley J, Ames D, Ballard C, Banerjee S, Burns A, Cohen-Mansfield J, Cooper C, Fox N, Gitlin LN, Howard R, Kales HC, Larson EB, Ritchie K, Rockwood K, Sampson EL, Samus Q, Schneider LS, Selbæk G, Teri L, Mukadam N. Dementia prevention, intervention, and care. *Lancet*. 2017 Dec 16;390(10113):2673-2734
7. Panza F, Quaranta N, Logroscino G. Sensory Changes and the Hearing Loss-Cognition Link: The Cognitive Ear. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2018 Feb 1;144(2):127-128.
8. Vaisbuch, Yona; Santa Maria, Peter Luke (2018). Age-Related Hearing Loss. *Otolaryngologic Clinics of North America*, (I), 50030666518300495--.
9. Wang, Y., Li, X., Ren, F., Liu, S., Ma, W., Zhang, Y., Qi, Z., Yang, J., Li, H., Fu, X., Wang, H., Gao, F., 2022. High-Frequency Cochlear Amplifier Dysfunction: A Dominating Contribution to the Cognitive-Ear Link. *Front. Aging Neurosci*. 13, 767570.

LES AIDES AUDITIVES RESOUND AJOUTENT UNE FLEXIBILITÉ D'ADAPTATION

Auteurs

Jennifer Groth, MA;
Isabel Schindewolf, MsC;
Tao Cui, AuD

Les aides auditives ReSound sont connues pour leur qualité sonore naturelle et claire, à la conception guidée par notre audiologie Organic Hearing. Bien que de nombreux utilisateurs préfèrent utiliser Audiogram+, la méthode d'appareillage par défaut de ReSound, certains audioprothésistes préfèrent d'autres méthodologies. Dans ce livre blanc, nous montrons comment, à partir de ReSound OMNIA, la précision de la correspondance des gains cibles lors de la première adaptation avec la méthode NAL-NL2 est optimisée pour aider les audioprothésistes à obtenir facilement le réglage souhaité.

La philosophie Organic Hearing qui guide le développement des solutions auditives ReSound vise à permettre aux utilisateurs d'entendre naturellement, d'avoir un confort naturel et de se connecter naturellement avec le monde qui les entoure. L'une des façons dont les aides auditives ReSound aident les gens à entendre aussi naturellement que possible est la façon dont le système de compression s'associe à d'autres traitements du signal pour améliorer l'expérience d'écoute de l'utilisateur.

Le système de compression ReSound était à l'origine conçu pour imiter la non-linéarité de compression de la cochlée qui est perdue lorsque des lésions des cellules ciliées externes se sont produites¹ et a été ajustée à l'aide d'une procédure d'échelle d'intensité.² Pour simplifier l'ajustement, une prescription de gain basée sur un seuil, Audiogram+, a été empiriquement formulée sur la base de nombreuses échelles de sons. Audiogram+ a prescrit des gains pour des niveaux d'entrée à bande étroite de 50 et 80 dB SPL afin de contrôler le taux de compression dans chaque bande de fréquence. Alors que le compresseur ReSound se composait à l'origine de 2 bandes, la structure des bandes est devenue plus complexe à mesure que la technologie évoluait. Par conséquent, les cibles Audiogram+ ont été révisées pour tenir compte des effets des structures multibandes mises à jour.

Aujourd'hui, le compresseur ReSound se compose de 17 bandes se chevauchant fortement qui produisent une structure de bande non uniforme similaire à un modèle des bandes critiques de la cochlée. Les fréquences centrales de la bande sont séparées d'environ 1,3 unités de l'échelle de Bark. La réponse gain-fréquence est efficacement contrôlée par un plus petit nombre de « curseurs » de gain en fonction de la bande passante d'entrée et du niveau de technologie du produit spécifique.

Parce que le son naturel est une priorité, les paramètres de compression ont évolué pour minimiser les inévitables distorsions de signal qui peuvent se produire, tout en améliorant les avantages auditifs :

- Les temps d'attaque et de retour par défaut pour la compression sont de 12 ms/70 ms, ce qui est plus conservateur que les premières versions du compresseur ReSound.
- Des variations sur des schémas de constante de temps plus lents sont proposées comme choix dans le logiciel d'adaptation pour préserver la dynamique du signal lors de l'écoute de musique ou pour d'autres scénarios d'écoute spécifiques.

- Un temps d'attaque adaptatif qui dépend du degré de changement de niveau en entrée ajoute également à la qualité sonore en empêchant les artefacts de flottement ou de pompage dans les environnements avec peu de variation du niveau d'entrée, comme lorsque l'utilisateur est dans le calme.³
- Le taux de compression maximal est limité à 3:1. La justification de cette limitation est de préserver la qualité du son, car des taux de compression élevés combinés à des constantes de temps rapides peuvent entraîner une distorsion excessive.
- Les seuils d'enclenchement des niveaux faibles sont fixés à 50 dB SPL. Comme les petits changements apportés aux constantes de temps, on peut s'attendre à ce que l'augmentation des seuils d'enclenchement des niveaux faibles par rapport aux premières aides auditives ReSound améliore la qualité sonore sans impact significatif sur la compréhension de la parole et sans bénéfice pour les adultes devenus sourds post-linguaux. De plus, la probabilité de Larsen dans des environnements calmes peut être réduite.
- Un seuil d'enclenchement intermédiaire situé à 65 dB SPL a été ajouté pour assurer la compatibilité avec d'autres méthodes. Audiogram+ n'utilise pas ce seuil d'enclenchement dans la prescription. Ainsi, les taux de compression supérieurs et inférieurs à 65 dB SPL sont les mêmes lors de l'adaptation avec Audiogram+.
- Les seuils d'enclenchement limitant la puissance : ils sont réglés conformément à la prescription NAL-NL2 pour une puissance maximale.
- Les seuils d'enclenchement de l'expansion sont spécifiques à chaque appareil. Cela permet d'avoir des solutions plus silencieuses avec des seuils d'enclenchement plus faibles que les plates-formes plus bruyantes, optimisant ainsi la plage d'entrée sur laquelle un gain maximal peut être appliqué.

Au fur et à mesure que le système de compression ReSound a progressé, un profil sonore unique a également émergé. Les aides auditives ReSound sont souvent décrites comme ayant un son net et clair. Bien que la qualité sonore des aides auditives ReSound puisse être appréciée et même préférée par de nombreux utilisateurs d'aides auditives, les caractéristiques actuelles peuvent poser un défi lorsque les audioprothésistes tentent d'adapter le système à des cibles tierces basées sur une entrée vocale pondérée en bande large, notamment NAL-NL2.⁴

Alors que la réponse gain-fréquence prescrite peut être satisfaite de manière adéquate pour les niveaux d'entrée moyens, les taux de compression prescrits peuvent ne pas être réalisables. Comme démontré dans une étude sur les performances de la mesure automatisée de l'oreille réelle⁵, les gains prescrits pour les cibles 65 dB SPL peuvent être atteints, tandis que les gains pour les cibles 50 dB SPL peuvent ne pas être atteints dans les hautes fréquences, et les gains pour les cibles 80 dB SPL peuvent être dépassés, notamment dans les fréquences moyennes. Les seuils d'enclenchement à 50 dB SPL et la limitation du taux de compression de 3:1 contribuent à ces résultats. À la suite de cette expérience d'appareillage, certains professionnels de la santé qui préfèrent utiliser NAL-NL2 ne sélectionnent pas les aides auditives ReSound pour leurs patients.

À partir de ReSound OMNIA, les caractéristiques de compression sont automatiquement sélectionnées pour s'adapter à la méthodologie choisie. Cela signifie que les audioprothésistes et les utilisateurs d'aides auditives qui préfèrent le son organique fourni par les aides auditives ReSound continueront à vivre cette expérience, tandis que ceux qui préfèrent utiliser NAL-NL2 pourront atteindre les objectifs pour les niveaux d'entrée faibles, moyens et forts. Les mesures suivantes montrent comment le premier ajustement à NAL-NL2 a été amélioré dans ReSound OMNIA par rapport à ReSound ONE.

Les mesures au coupleur ont été réalisées sur la base des appareillages des audiogrammes standards N3, S2 et N56 (voir Tableau 1). Pour chaque test, une paire d'appareils ReSound OMNIA RU962 DRW avec écouteurs MP (pour les audiogrammes N3 et S2) ou HP (pour l'audiogramme N5) ont été programmés selon la méthode d'appareillage NAL-NL2 dans le logiciel d'adaptation ReSound Smart Fit. Le gain au coupleur 2cc de l'aide auditive a ensuite été mesuré dans une chaîne de mesure Aurical HIT avec un signal ISTS7 de 30 secondes à des niveaux de 50, 65 et 80 dB SPL. Les paramètres NAL-NL2 ont été définis comme indiqué dans le tableau 2. La

même procédure a été utilisée pour mesurer les aides auditives ReSound ONE RT962 DRW.

Comme le montrent les figures 1, 2 et 3, les modifications apportées à l'aide auditive ReSound OMNIA améliorent la correspondance avec les cibles vocales NAL-NL2 par rapport à ReSound ONE.

	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1k Hz	1.5kHz	2kHz	3kHz	4k Hz	6k Hz
S2	20	20	23	25	30	35	40	45	50
N2	35	35	35	40	45	50	55	60	65
N3	55	55	55	55	60	65	70	75	80
N5	80	85	87.5	90	90	90	95	100	100

Tableau 1. Audiogrammes standard utilisés pour l'ajustement et la mesure. Les valeurs dans les cellules sont dB HL.

NAL-N2 parameter	Setting
Gender	Unknown
Date of birth	01-01-1990
Transducer	Supra-aural headphone
Number of hearing aids	Bilateral
Tubing	RITC
Compression channels	17
Limiting	Wideband
Wideband compression threshold	50

Tableau 2. Paramètres NAL-NL2 sélectionnés

Des mesures de l'oreille réelle (REM - Miv) ont également été effectuées sur dix oreilles de cinq volontaires adultes ayant une audition normale où le premier ajustement à NAL-NL2 avec les appareils ReSound OMNIA RU961 DRW avec écouteurs MP a été vérifié à l'aide de l'audiogramme N2. Les mesures ont été effectuées à l'aide d'un échantillon de 30 secondes du signal ISTS à des niveaux d'entrée de 50, 65 et 80 dB SPL. À titre de référence, les mêmes mesures ont été effectuées à l'aide d'une paire d'appareils ReSound ONE RT961 DRW avec des

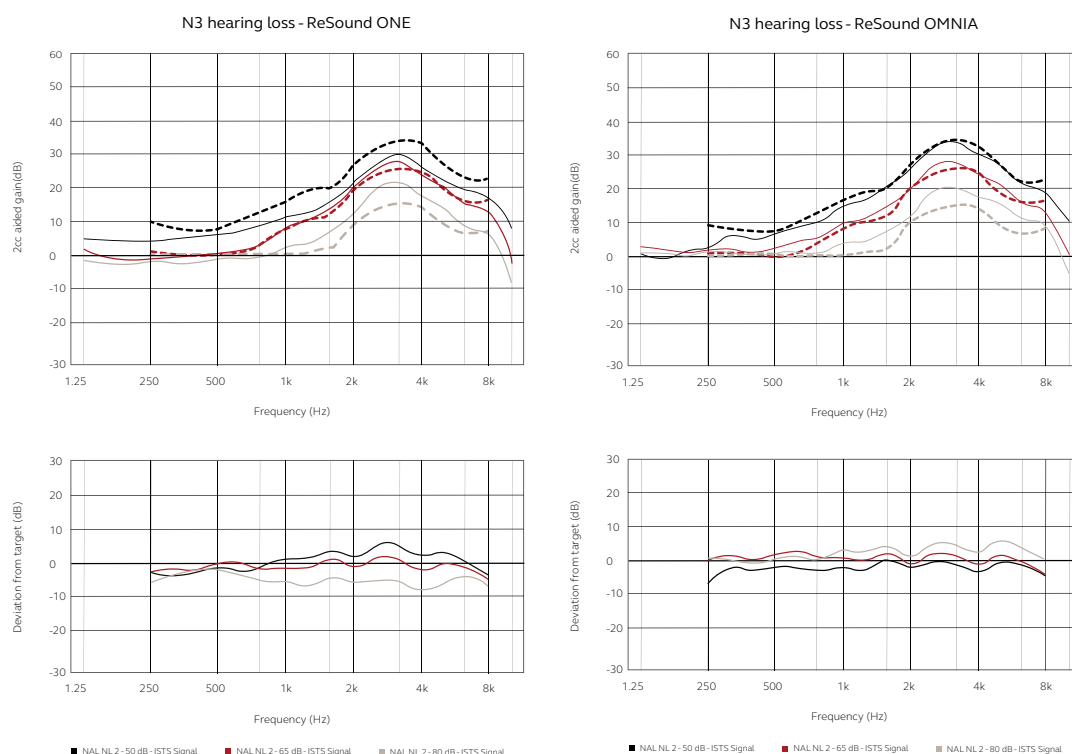


Figure 1 : Comparaison des mesures au coupleur 2cc des aides auditives ReSound ONE (panneau de gauche) et ReSound OMNIA (panneau de droite) adaptées à l'audiogramme N3 à l'aide de NAL-NL2. Les lignes pointillées sont des courbes cibles et les lignes pleines sont des mesures.

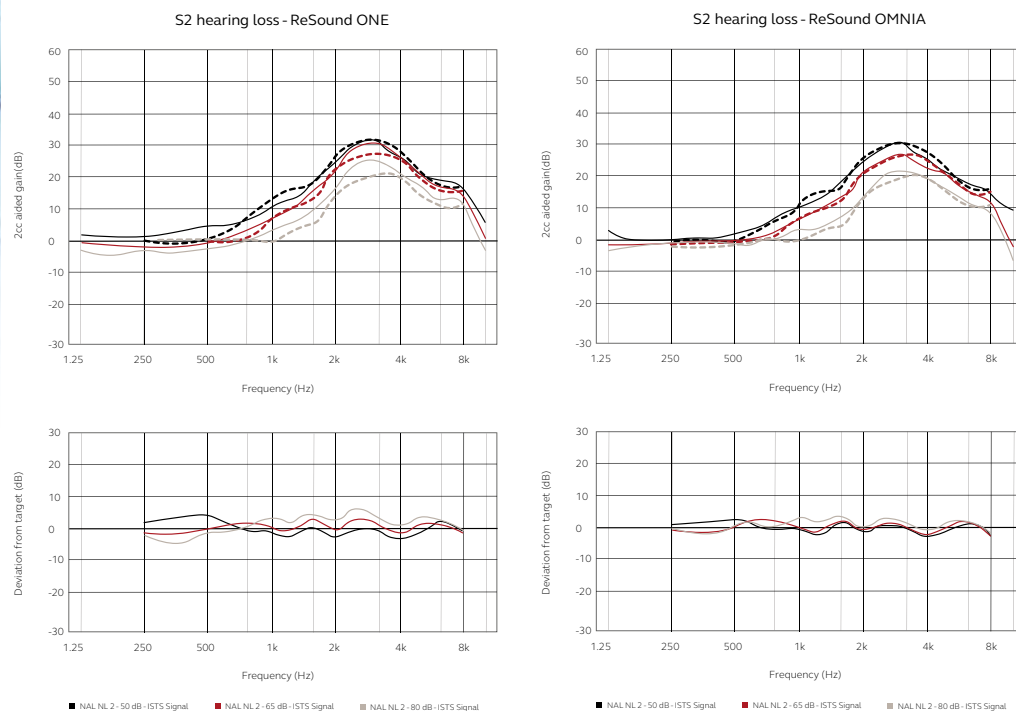


Figure 2 : Comparaison des mesures au coupleur 2cc des aides auditives ReSound ONE (panneau de gauche) et ReSound OMNIA (panneau de droite) adaptées à l'audiogramme S2 à l'aide de NAL-NL2. Les lignes pointillées sont des courbes cibles et les lignes pleines sont des mesures.

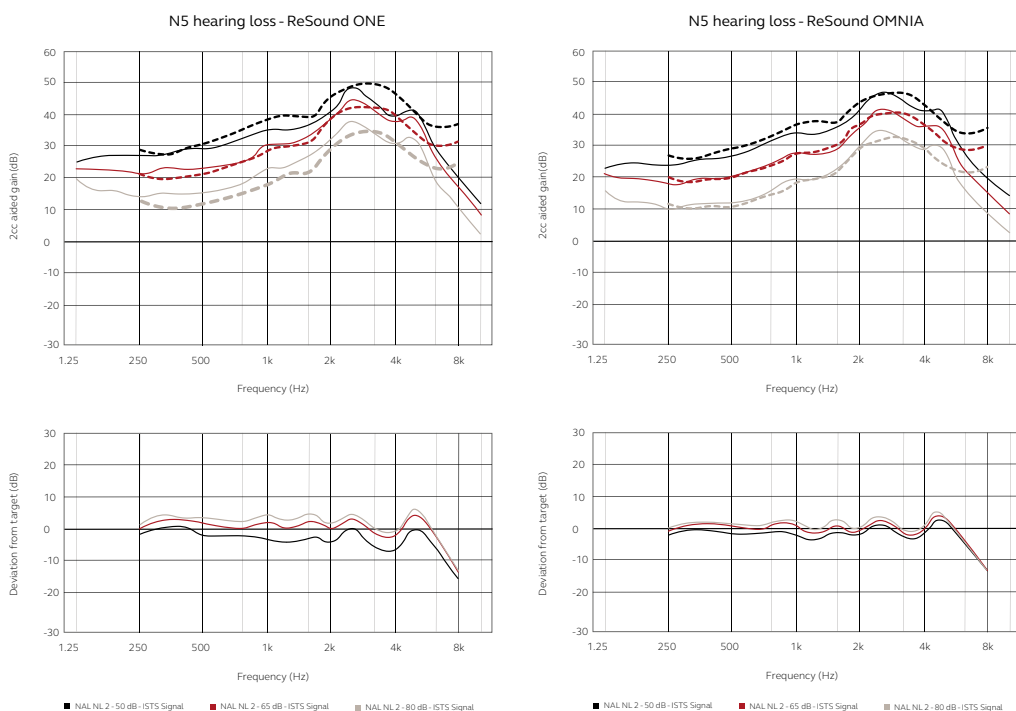


Figure 3 : Comparaison des mesures au coupleur 2cc des aides auditives ReSound ONE (panneau de gauche) et ReSound OMNIA (panneau de droite) adaptées à l'audiogramme N5 à l'aide de NAL-NL2. Les lignes pointillées sont des courbes cibles et les lignes pleines sont des mesures.

écouteurs MP. La figure 4 montre les écarts moyens par rapport aux cibles NAL-NL2 pour chaque appareil à chaque niveau d'entrée. La correspondance cible moyenne est améliorée aux trois niveaux d'entrée avec le ReSound OMNIA par rapport au ReSound ONE.

CONCLUSION

Les aides auditives ReSound ont été conçues avec la méthode d'appareillage Audiogram+ selon la philosophie de l'Audition Organique pour permettre aux utilisateurs d'entendre et

d'utiliser leur audition aussi naturellement que possible. Cette conception ne permettait pas suffisamment de flexibilité aux audioprothésistes qui souhaitaient utiliser la méthode d'appareillage NAL-NL2 pour correspondre avec précision aux cibles. À partir de ReSound OMNIA, les caractéristiques de compression sont automatiquement optimisées pour fournir un premier ajustement précis à NAL-NL2 si cette prescription est sélectionnée dans Smart Fit. Les mesures au coupleur 2cc et de l'oreille réelle démontrent que cette approche fournit un ajustement précis aux cibles NAL-NL2.

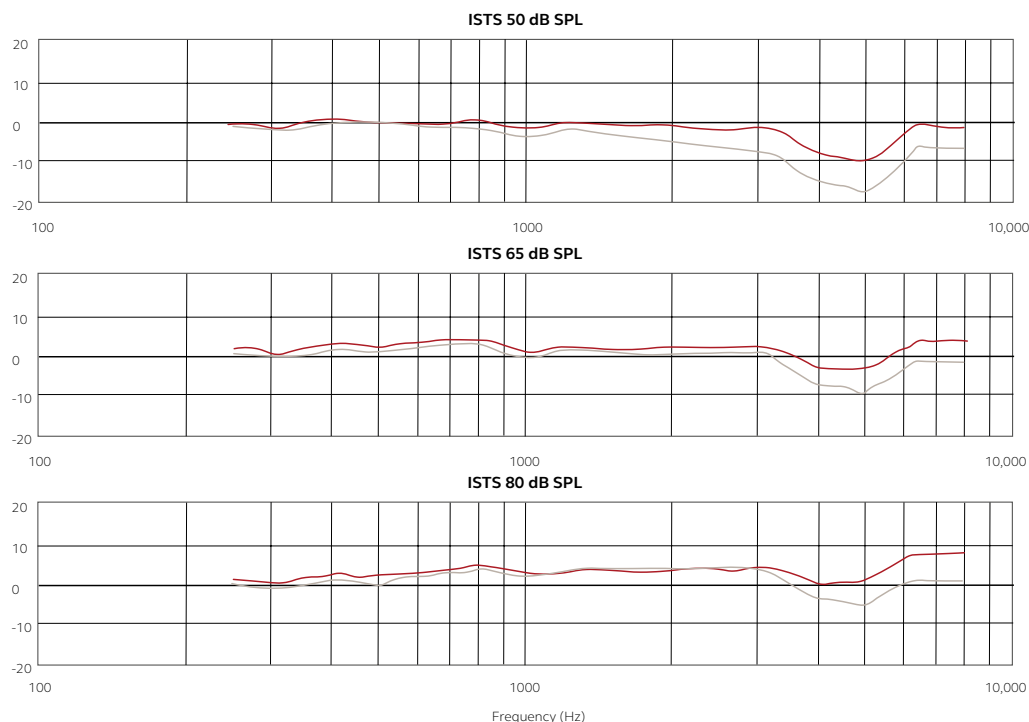


Figure 4. Écart du REIG moyen par rapport aux cibles vocales REIG NAL-NL2 pour trois niveaux d'entrée du signal ISTS. La ligne continue à 0 dB est une correspondance cible idéale, la ligne rouge est ReSound OMNIA et la ligne grise est ReSound ONE.

RÉFÉRENCES

- 1. Audiogram+: The proprietary ReSound fitting algorithm. ReSound white paper. 2009.
- 2. Allen JB, Hall JL, Jeng PS. Loudness growth in 1/2 octave bands (LGOB)—A procedure for the assessment of loudness. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1990 Aug;88(2):745-53.
- 3. Sjolander L, Groth J. Independent study identifies Surround Sound by ReSound as top-rated. ReSound white paper. 2013.
- 4. Brewer S. NAL-NL2 v1.933 Clinician Edition. Sydney: National Acoustic Laboratories;2010.
- 5. Brockmeyer A, Voss A, Wick CC, Durakovic N, Valente M. Accuracy of an Automated Hearing Aid Fitting Using Real Ear Measures Embedded in a Manufacturer Fitting Software. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2021 Mar;32(03):157-63.
- 6. Bisgaard N, Vlaming MS, Dahlquist M. Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends in Amplification*. 2010 Jun;14(2):113-20.
- 7. Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). *International Journal of Audiology*. 2010 Dec 1;49(12):891-903.



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

**Auteur**

Mikaël MÉNARD

Responsable de formation et d'application

SIGNIA AX : FONCTIONNALITÉS HANDSFREE ET CALLCONTROL - PERFORMANCES ET PRÉFÉRENCES

L'objectif de cet article est d'étudier les nouvelles fonctionnalités HandsFree et CallControl des appareils Signia AX qui permettent aux utilisateurs de profiter d'une connexion « main libre » avec leurs aides auditives lors d'une conversation téléphonique. Dans cette étude, 20 participants malentendants et 20 participants normo-entendants ont participé à différentes expériences.

Dans les tests réalisés dans des environnements d'écoute divers, les utilisateurs ont rapporté un haut niveau de satisfaction en termes de qualité d'écoute (que ce soit dans le calme ou en environnements bruyants) mais aussi de simplicité et d'efficacité d'utilisation.

HandsFree et **CallControl**, les nouvelles fonctionnalités des appareils Signia AX, offrent aux utilisateurs mais aussi à leurs interlocuteurs, une très bonne qualité de son ainsi qu'une grande simplicité d'utilisation.

INTRODUCTION

Le streaming du son directement dans les aides auditives avec le protocole sans fil Bluetooth® est intégré dans la technologie des aides auditives modernes depuis plusieurs années. Cette technologie permet aux utilisateurs de bénéficier de l'écoute directe de leurs conversations téléphoniques dans les aides auditives, offrant une meilleure qualité de son et réduisant les problèmes de larsen ou d'artefacts acoustiques. Ces problèmes engendraient traditionnellement des difficultés et des insatisfactions des porteurs d'aides auditives lors de leurs conversations téléphoniques (Wong et al, 2009). Signia cherche à proposer une expérience optimale d'écoute et ce, même lors de conversation téléphonique et propose des innovations sur ce sujet depuis plusieurs années, aboutissant à une plus grande satisfaction et des bénéfices importants pour les utilisateurs (Froehlich et al, 2017 ; Froehlich, 2019).

Avec la nouvelle fonctionnalité **HandsFree pour iOS**, Signia a franchi un nouveau pas pour améliorer cette expérience d'écoute. Il est maintenant possible pour l'utilisateur d'aides auditives Signia AX d'utiliser ses appareils comme un kit main libre et de bénéficier d'une utilisation extrêmement simplifiée de leurs appareils pour les appels téléphoniques.

Cette expérience « main libre » est rendue possible par la capacité du smartphone à streamer un signal sonore vers les aides auditives, et en retour, aux aides auditives de streamer un signal sonore vers le smartphone. En utilisant les microphones des aides auditives pour capter la voix de l'utilisateur, ce système main libre n'a plus besoin du micro du smartphone qui n'a plus à être porté par l'utilisateur vers sa bouche.

De plus, afin de compléter cette utilisation « main libre », la fonctionnalité **CallControl** permet à l'utilisateur de répondre directement à l'aide de ses appareils en acceptant, rejetant

ou raccrochant un appel à l'aide du bouton poussoir de l'aide auditive ou directement en touchant l'appareil.

LES NOUVELLES FONCTIONNALITÉS

La technologie pour faire du streaming entre les aides auditives et les smartphones existe depuis plusieurs années maintenant. La fonctionnalité HandsFree pour iOS maintenant disponible pour les appareils Signia AX est basée sur la norme « Made for iPhone » (MFi) développée par Apple. Désormais, la technologie MFi permet le streaming du son dans les 2 directions, du smartphone vers les aides auditives pour entendre le son de son smartphone dans les aides auditives, mais aussi des aides auditives vers le smartphone.

La fonctionnalité HandsFree permet de capter la voix de l'utilisateur directement à partir des microphones des aides auditives et non plus à partir du microphone du smartphone. Une des difficultés à cela réside dans la bonne captation de la voix de l'utilisateur et ce, même dans un environnement pouvant être bruyant. Afin d'optimiser la voix de l'utilisateur et offrir une bonne qualité d'écoute et de compréhension pour l'interlocuteur, Signia a utilisé son savoir-faire dans l'utilisation des microphones directionnels et des réducteurs de bruit. L'une des aides auditives est utilisée pour capter la voix de l'utilisateur à l'aide d'une directivité focalisée en direction de la bouche. Avant d'être envoyé vers le smartphone, ce signal est débruité afin d'optimiser le rapport signal/bruit. Grâce à cela, la qualité du son de la conversation sera améliorée pour les 2 interlocuteurs, même dans un environnement présentant un bruit de fond.

L'écoute du son provenant du téléphone a été repensée avec la **technologie AX**, à l'aide de 2 éléments. Premièrement, le

traitement indépendant du signal utile et du signal ambiant permet une meilleure restitution du signal de parole avec moins d'interférences et de compromis à faire avec le signal ambiant. De plus, la plateforme Signia AX permet d'avoir des gains différents pour le signal de streaming par rapport aux gains réglés pour la vie de tous les jours. Ce réglage de gain spécifique peut être ajusté et personnalisé par l'audioprothésiste en fonction de la source Bluetooth®, qu'elle soit pour une conversation téléphonique, pour de l'écoute de la musique sur son smartphone, ou encore pour un système TV.

Une autre fonctionnalité développée pour l'utilisation des appareils avec les smartphones iPhone est la fonction CallControl. Avec les aides auditives Signia AX, il est désormais possible de décrocher, de raccrocher ou de rejeter un appel directement à l'aide du bouton poussoir présent sur l'appareil. Plus besoin de sortir son smartphone pour faire ces manipulations. Pour les appareils n'ayant pas de bouton poussoir, ces manipulations peuvent être réalisées via une « double tape » sur l'appareil.

HandsFree et CallControl sont deux fonctionnalités qui viennent compléter les capacités des appareils pour les conversations téléphoniques en Bluetooth avec les iPhones et rapprochent, sur cette thématique, les aides auditives des oreillettes connectées grand public.

Afin d'évaluer l'efficacité de ces fonctions en termes de qualité d'écoute et de facilité de manipulation, nous avons mis en place une étude dans ce sens.

MÉTHODOLOGIE

20 personnes présentant une perte de perception moyenne ont participé à cette étude. L'audiogramme moyen des participants (10 hommes, 10 femmes, âge moyen de 68 ans) est représenté en figure n°1. Tous les participants sont déjà appareillés mais pas forcément familiers avec l'utilisation du Bluetooth avec leurs aides auditives et leur smartphone.

Les participants devaient, dans un premier temps, répondre à un questionnaire concernant l'utilisation de leur smartphone avec leurs aides auditives. Les participants devaient répondre en

utilisant une échelle du type (sauf pour la question 1) : « Tout à fait d'accord/D'accord/Neutre/Pas d'accord/Pas du tout d'accord ».

- Dans les appels téléphoniques que vous avez avec votre smartphone, à quelle fréquence utilisez-vous le streaming avec vos aides auditives ?
- J'aime l'idée de faire un appel « main libre » directement avec mes aides auditives, sans avoir à manipuler mon smartphone.
- J'aime l'idée d'être capable de répondre et de raccrocher un appel téléphonique en appuyant sur le bouton de mon aide auditive, sans manipuler mon smartphone.
- J'aime l'idée d'être capable de répondre et de raccrocher un appel téléphonique en « tapotant » sur mon aide auditive, sans manipuler mon smartphone.

Avant les tests, les participants ont été appareillés bilatéralement à l'aide d'aides auditives Signia Pure AX avec des dômes standards fermés. La formule de pré-réglage fabricant a été

utilisée, ainsi que la mesure OVP 2.0. L'audioprothésiste en charge de cette adaptation pouvait, si besoin, ajuster le gain en fonction des préférences du patient. Les participants ont aussi été appareillés avec des **Styletto AX** afin d'évaluer la fonction de tapping pour décrocher/raccrocher.

Afin d'évaluer la qualité sonore offerte par la fonction HandsFree, dans différents scénarios acoustiques, les participants étaient équipés d'un iPhone 13 appairé à leurs aides auditives. Après une explication du fonctionnement de ces fonctionnalités, les participants devaient, à partir d'une pièce isolée, réaliser plusieurs appels téléphoniques avec un opérateur en charge de l'étude. Les appels étaient initiés soit par le participant, soit par l'opérateur. Ces appels ont été réalisés dans 4 scénarios différents : 1) calme, 2) un environnement calme de restaurant (54 dB), 3) un environnement de restaurant fort (63 dB) et un environnement de bruit de rue (63 dB). Les 3 derniers environnements ont été créés à l'aide d'enceintes positionnées dans la pièce dans laquelle se trouvait le participant.

Après chacun des appels passés dans les différentes conditions, le participant devait répondre à une série de questions en évaluant sur une échelle allant de « très insatisfait » à « très satisfait » (7 niveaux).

- Êtes-vous satisfait de la clarté de la voix de votre interlocuteur ?
- La conversation était-elle facile à comprendre ?
- Êtes-vous satisfait du son de votre voix ?
- Êtes-vous, de manière générale, satisfait par la qualité de l'appel téléphonique ?

À la fin de tous les appels, le participant devait répondre à une nouvelle série de 5 questions sur l'utilisation de HandsFree et CallControl avec leurs Pure AX.

- Était-il facile de lancer un appel ?
- Était-il facile de répondre à un appel ?
- Était-il facile de raccrocher un appel ?
- Êtes-vous satisfait par la possibilité de répondre ou raccrocher un appel directement à partir de vos aides auditives ?
- Êtes-vous, de manière générale, satisfait par ces nouvelles fonctionnalités ?

Pour terminer, les participants étaient ensuite équipés des Styletto AX avec lesquels ils ont pu réaliser quelques appels entrant afin d'évaluer la manipulation de « tapping » pour répondre et raccrocher un appel.

RÉSULTATS

Intérêt pour les nouvelles fonctionnalités

Sur la figure 2, sont représentées les réponses aux 4 questions concernant l'utilisation de leur smartphone avec leurs aides auditives. Les réponses sont, comme on peut le constater, et comme on pouvait s'attendre, très variables. Comme on peut le voir pour la question 1, une proportion importante ne sait même pas si leurs aides auditives actuelles sont compatibles avec le Bluetooth de leur smartphone (N/A = 40%). On constate donc sans surprise que l'intérêt pour ces fonctionnalités n'est pas unanime dans les résultats obtenus. (Figure 2)

Qualité sonore lors d'un appel

Les résultats obtenus aux questions à la suite des appels téléphoniques dans les 4 scénarios d'écoute sont représentés en figure 3. La tendance générale nous montre un fort taux de satisfaction quel que soit le scénario considéré. La satisfaction générale ou encore la qualité de la voix et sa compréhension ont toujours été notées au minimum : satisfaisant !

Seule la question sur la qualité de la propre voix présente des

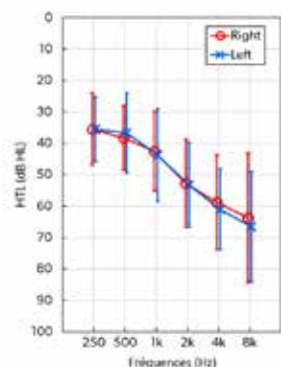


Figure n°1 : Audiogramme moyen des 20 participants à l'étude.

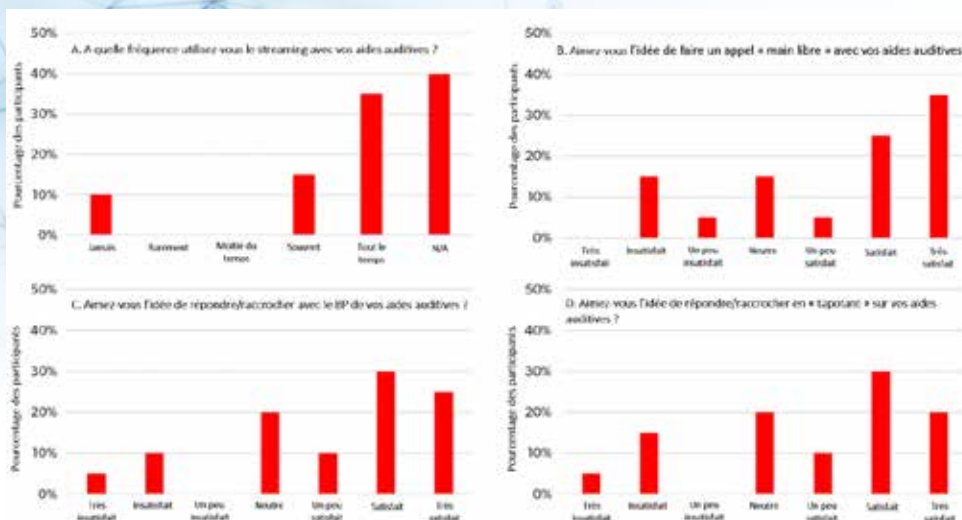


Figure n°2 : Réponses obtenues aux questions concernant l'utilisation du smartphone avec les aides auditives des participants à l'étude.

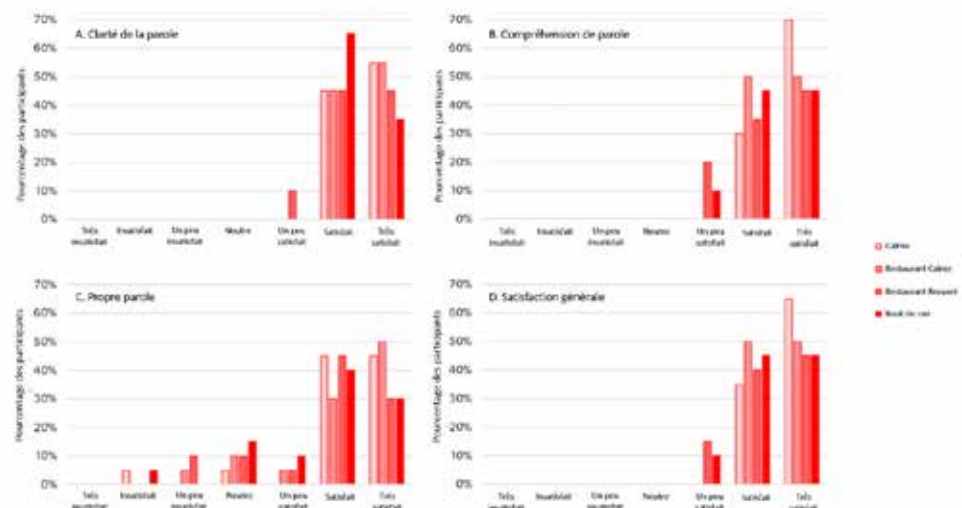


Figure n°3 : Réponses obtenues aux questions concernant la qualité de la conversation téléphonique via les appareils auditifs pour les 4 scénarios envisagés.

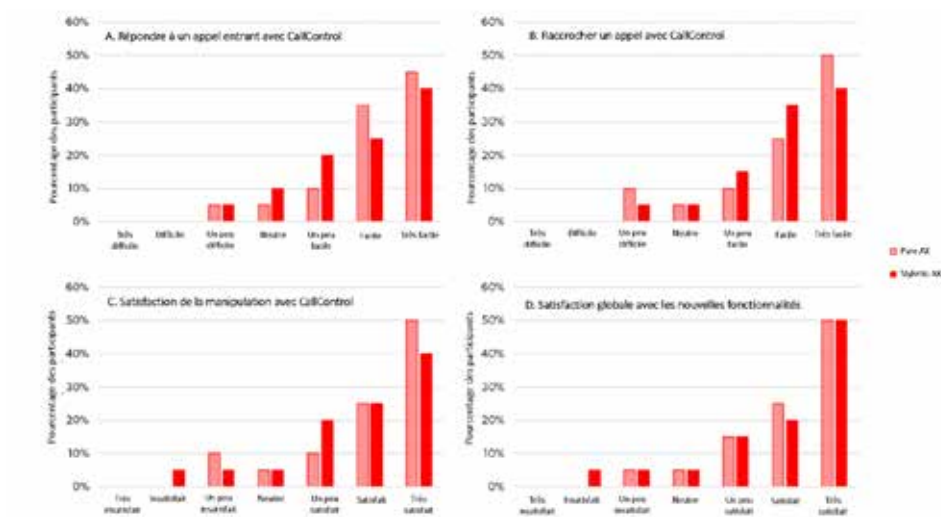


Figure n°4 : Réponses obtenues aux questions concernant la manipulation des appareils pour décrocher/raccrocher un appel.

cas d'insatisfaction. Insatisfaction pouvant être expliquée par le choix systématique d'une adaptation à base de dôme fermé qui aurait, pour certains patients, nécessité une adaptation plus ouverte. Cependant, on note tout de même une satisfaction entre 80 à 90% sur la propre voix des participants, ce qui est remarquable compte tenu de la notation très rapide suite à l'adaptation. (Figure 3)

On peut également noter que les meilleurs résultats ont été obtenus, là aussi sans surprise, dans les environnements les plus calmes. Cependant, même en environnements bruyants, la proportion de participants satisfaits et très satisfaits, reste très importante (environ 90%).

Manipulations

Concernant maintenant les manipulations pour décrocher ou raccrocher un appel, on retrouve les résultats en figure 4.

Comme on peut le constater, on retrouve un pattern de réponse similaire pour les 4 questions, à savoir qu'une forte majorité trouve les manipulations très faciles et seule une très faible proportion, 10% au plus, trouve une légère difficulté à utiliser l'appareil pour décrocher/raccrocher.

Les réponses sont là aussi identiques que l'on considère l'appareil Pure (et son bouton poussoir) ou le Styletto et sa fonction « Tapping ».

Globalement, les résultats sont très positifs. (Figure 4)

Qualité de parole perçue par l'interlocuteur

Afin d'évaluer la qualité de la voix captée par les aides auditives durant une conversation téléphonique, des enregistrements ont été réalisés et présentés à des participants normo-entendants.

Ces enregistrements ont été réalisés directement à partir d'un smartphone en communication avec un autre smartphone, lui-même apparié à 2 Pure AX positionnés sur les oreilles d'un Kemar avec un haut-parleur simulant la voix du patient, positionné au niveau de la bouche de ce Kemar. Les enregistrements présentaient donc la voix du porteur d'aides auditives captée par des appareils auditifs positionnés sur ces oreilles, et ce pour 2 scénarios simulés par 5 HP positionnés autour du Kemar. Ces 2 scénarios sont les mêmes que ceux présentés dans la première partie de l'étude, à savoir le restaurant bruyant et le scénario de bruit de route.

Ces enregistrements ont été réalisés à l'aide d'appareils Signia AX proposant cette fonction mais aussi de 3 autres marques d'aides auditives proposant une fonctionnalité se rapprochant de la fonction

HandsFree étudiée ici, utilisant les microphones des aides auditives pour capter la voix du porteur. Les aides auditives de ces 3 autres marques sont les modèles haut de gamme et seront représentées par la suite comme Marque A, Marque B et Marque C.

20 normo-entendants ont participé à cette évaluation en aveugle sur les enregistrements présentés aléatoirement. Les participants devaient noter sur une échelle de 0 à 100 la clarté de la voix perçue ainsi que la facilité de compréhension. (Figure 5)

Les résultats présentés en Figure 5 sont très proches voire identiques, quel que soit le scénario considéré. Les meilleurs résultats sont obtenus avec les enregistrements réalisés avec les appareils Signia AX et la fonction HandsFree.

Une analyse par ANOVA nous donne une différence significative en faveur des résultats obtenus avec les appareils Signia sur les 3 autres marques. Ce qui donne une efficacité significativement plus grande pour les appareils Signia en conversation téléphonique dans le bruit, par rapport aux 3 autres marques du marché proposant une fonction similaire. Cette différence peut être expliquée par le traitement de signal appliqué par le processeur AX sur la voix de l'utilisateur captée. Et, bien qu'utilisant le même protocole d'échange Bluetooth entre les aides auditives et le smartphone, les résultats ne sont finalement pas les mêmes.

DISCUSSION

Les résultats de cette étude nous montrent que les fonctions HandsFree et CallControl apportent un fort niveau de satisfaction aux utilisateurs. D'une part, le porteur d'aide auditive profite d'une très bonne qualité de son et d'une manipulation facile. D'autre part, l'interlocuteur, en cours de conversation téléphonique, bénéficie d'une très bonne captation de la voix du porteur de l'aide auditive et d'une bonne compréhension, meilleures qu'avec les autres marques d'appareils auditifs du marché.

Il est intéressant de noter qu'initialement, dans les réponses aux questionnaires, seule une moitié environ des interrogés utilisait les aides auditives en streaming avec le smartphone. Et seule une moitié semblait réellement intéressée par ces fonctionnalités. Cependant, les résultats nous montrent que ces mêmes interrogés, essayant ces technologies, en sont très satisfaits. On peut donc imaginer en conséquence, que ces fonctions pourraient motiver certains malentendants à l'appareillage.

Bien que nous ayons au cours de cette étude, cherché à reproduire des conditions de test réel en simulant des environnements complexes, d'autres éléments peuvent venir perturber les performances en conversation téléphonique. La qualité de l'appel dépend bien sûr de la qualité de la connexion entre l'utilisateur et son interlocuteur. Celle-ci peut se faire par différents protocoles de connexion (wifi, réseau téléphonique...) qui peuvent être parfois de plus ou moins bonne qualité, dégradant de même la qualité de la conversation.

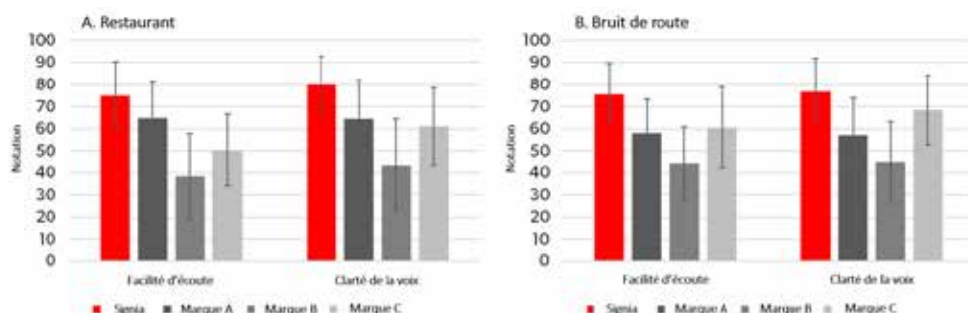


Figure n°5 : Résultats obtenus sur la clarté de la voix perçue et la facilité d'écoute pour les 2 scénarios d'enregistrement et ce pour les Pure AX de Signia et les appareils de 3 autres marques.

Le streaming direct ou encore les fonctions comme HandsFree ne peuvent malheureusement pas résoudre ces problématiques de transfert.

La connexion entre le smartphone et les aides auditives est aussi un autre facteur pouvant affecter la qualité de la conversation. La norme Bluetooth® a une portée de transmission limitée et bien qu'il soit possible de téléphoner sans avoir le smartphone avec soi, une distance trop importante ou bien des obstacles ou perturbations électromagnétiques, peuvent dégrader la qualité de la connexion. De même, on peut parfois remarquer que, même proche, le smartphone peut parfois avoir du mal à transmettre correctement le signal Bluetooth® vers les appareils comme par exemple lorsque le smartphone est dans une poche arrière d'un pantalon (Froehlich 2019).

RÉSUMÉ

Dans cette étude nous avons cherché à montrer les bénéfices des nouvelles technologies en termes de **connectivité avec les smartphones**. Signia a développé et mis à disposition 2 fonctionnalités dans cette optique : HandsFree for iOS et CallControl pour les aides auditives AX. Les résultats nous ont montré :

- Un fort niveau de satisfaction concernant la qualité du signal perçu par les utilisateurs. Des voix claires et compréhensibles, que l'on soit dans un environnement calme ou bruyant.
- Un fort niveau de satisfaction en termes de manipulation.
- Un fort niveau de satisfaction pour les interlocuteurs qui sont en conversation téléphonique avec un utilisateur ayant des appareils AX.
- Une satisfaction plus élevée avec la technologie des appareils Signia AX comparativement aux appareils concurrents testés.

RÉFÉRENCES

- Branda E. 2012. Split-processing : A new technology for a new generation of hearing aid. *Audiology Practices*, 13(4), 36-41.
- Froehlich M. 2019. Comparison of streamed audio signal quality : what matters in the real world. *Signia White Paper*.
- Froehlich M., Junius D., Branda E. 2017. A comparison of Signia Quality of Direct Streaming Hearing Aids. *Canadian Audiologist*, 4(4).
- Signia 2022. Signia AX HandsFree for iOS. *Signia Backgrounder*.
- Taylor B., Jensen N.S. 2022. Evidence Supports the Advantages of Signia AX's Split Processing. *Signia White Paper*.
- Wong L.L., Hickson L., McPherson B. 2009. Satisfaction with hearing aids : a consumer research perspective. *International Journal of Audiology*, 48(7), 405-427.

ÉCOUTER VOIR
AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA

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 !

CONTACTEZ-NOUS :
06 16 30 75 48
RECRUTEMENT@LAMUT.FR



CDI
Statut Cadre



55-70K€ annuels brut
Fixe + variable



Centres certifiés
Bureau Veritas Qual'Audio



Entreprise responsable
Socialement engagée



Chèques déjeuner
Comité d'entreprise
Nombreux avantages



Région privilégiée
Soleil, mer & montagne



la Mut' MUTUALITÉ FRANÇAISE

www.lamut.fr
Organisme agréé par le Comité de la Mutualité
40' 51800 352 008 131



Il est où
le bonheur ?



Chez
Audition
Conseil !

Audition Conseil recherche deux audioprothésistes D.E.

GUADELOUPE et **MARTINIQUE**

Vous rejoindrez une Enseigne Nationale, leader aux Antilles, gage de sérieux et de professionnalisme dans un cadre de vie idyllique.

Vous exercerez dans les établissements les plus modernes des Antilles et à la pointe de la technologie et ferez partie d'une équipe expérimentée dynamique et motivée composée de techniciens, audioprothésistes et assistant(e)s.

CDI de 35h, tout niveau d'expérience, avec salaire et conditions attractives (primes et avantages) - Postes à pourvoir immédiatement.



AUDITION
CONSEIL

Le Bonheur est dans l'Oreille

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

Audition Conseil Antilles
nuelle972@yahoo.fr

ANTILLES

■ auditionconseil.fr | f in

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
acfp@auditionconseil.fr
01 56 56 75 61

■ auditionconseil.fr | f in



2 unités de traitement



Compréhension de la parole augmentée



Connectivité Android™ & iPhone



Rechargeable



Nouvel e2e 4.0



Meilleur traitement de l'environnement sonore

Signia **AX**

L'Audition Augmentée par Signia.

Be Brilliant™



signia

Un concentré de technologies avancées dans des produits haut de gamme

HandsFree for iOS et **CallControl** : des fonctionnalités qui permettent de profiter des appels en mains libres.

Le système **HandsFree for iOS** capte la voix des utilisateurs par les microphones des aides auditives lors d'une conversation téléphonique. Les aides auditives sont alors utilisées comme un véritable **kit mains libres** bénéficiant d'une amplification adaptée à la perte d'audition de l'utilisateur.

La fonctionnalité **CallControl** permet à l'utilisateur d'accepter, de rejeter ou de raccrocher un appel à l'aide d'une **double tape** sur l'aide auditive.



Insio™ Charge&Go AX



Pure™ Charge&Go AX



Styletto™ AX

signia-pro.com

* Révélez-vous.

Ces produits sont destinés aux personnes souffrant de troubles de l'audition, caractéristiques techniques disponibles sur le site internet du fabricant. Dispositifs médicaux de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Pour un bon usage, veuillez consulter les manuels d'utilisation. Les marques et symboles Bluetooth® sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par Signia GmbH sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Android est une marque de Google LLC. Les aides auditives sont des dispositifs médicaux remboursés par les organismes d'assurance maladie. Classe I : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336246, droite / 7336223, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7336200, droite / 7336230, gauche (400 €). Classe II : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336163, droite / 7336140, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7379971, droite / 7336186, gauche (400 €). Décembre 2022 ©WSAUD A/S 2022 | Arlys Création

NOUVEAUTÉ

RUGGED

L'APPAREIL

TOUT-TERRAIN

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

**Rugged repousse
encore plus loin
les limites de la
robustesse.**

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



Résistance
aux chocs
renforcée à
2m de hauteur



Résistance
à l'acidité
de la sueur
améliorée



Résistance
aux savons
et aux produits
cosmétiques



Résistance
aux rayures
améliorée



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



Certifié
ATEX

Retrouvez-nous sur   

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

REXTON