

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Septembre / Octobre 2022 - Vol 35 - N°5 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR

MÉTIER ET TECHNIQUE

EXPLOITER LE FORMIDABLE
OUTIL QU'EST L'INTELLIGENCE
ARTIFICIELLE POUR AMÉLIORER
LES SOINS ET LA PRISE EN CHARGE
AUDIOLOGIQUE

ANALYSE DE DONNÉES
CLINIQUES

ANALYSE DES DONNÉES
COLLECTÉES LORS D'UNE ÉTUDE
OBSERVATIONNELLE MENÉE CHEZ
DES ADULTES, AVEC LE TEST VRB

REVUE DE LITTÉRATURE
SCIENTIFIQUE ET MÉDICALE

ACOUPHÈNES :
VERS UNE SOLUTION
THÉRAPEUTIQUE NON-INVASIVE

IMPLANT COCHLÉAIRE

CAS CLINIQUE

PIÈGES LORS DU REPÉRAGE, DIAGNOSTIC,
APPAREILLAGE ET IMPLANTATION COCHLÉAIRE
EN CAS DE SURDITÉ ÉVOLUTIVE DISSYMÉTRIQUE
LIÉE À UNE INFECTION CMV

EPU 2021

COMMUNICATIONS

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS



Hubert Gauthier , Audioprothésiste DE chez Audika
Membre du Pôle pédiatrie

Qu'est-ce que le pôle pédiatrique chez Audika ?

Chez Audika, le pôle pédiatrique est composé d'audioprothésistes spécialisés dans la prise en charge des surdités de l'enfant de tous âges du nourrisson au grand adolescent, avec une attention particulière pour les enfants ayant un handicap associé (syndrome, trisomie...).

Son rôle est d'accompagner l'enfant et les parents vers une réhabilitation auditive adaptée aux particularités de la baisse d'audition. Il pourra ainsi proposer des appareils auditifs contours d'oreille, intras auriculaires, ou orienter, si besoin vers une implantation (cochléaire ou à ancrage osseux). L'expert pédiatrique travaille en étroite collaboration avec l'équipe pluridisciplinaire qui prend en charge l'enfant : les ORL pédiatriques, le pédiatre, les orthophonistes, et l'équipe éducative et pédagogique dans les écoles spécialisées ou en intégration.

Par ailleurs, les membres du pôle pédiatrique partagent leur expertise lors de formations régulières aux audioprothésistes de l'ensemble du réseau Audika.

Comment se passe l'appareillage d'un enfant atteint de troubles auditifs ?

Chez le nourrisson, l'impact psychologique familial de la surdité peut être source de conflit, de déni, et même de rejet de l'enfant. Nous avons donc un rôle important auprès de l'enfant, mais aussi des parents. Nous veillons à leur expliquer en détails la surdité, et surtout à les rassurer en les informant sur les étapes de l'appareillage auditif ainsi que les résultats attendus. Il leur sera demandé autant que possible d'être présents tous les deux car chacun vit la surdité de son enfant différemment.

Les éléments médicaux (étiologies, évolutivité...), audiologiques et les données électrophysiologiques permettront d'appuyer les explications aux parents et de discuter ensemble des solutions prothétiques les plus adaptées.

Après avoir effectué une audiométrie adaptée à l'âge de l'enfant idéalement aux inserts, on réalise l'embout sur mesure dans le but d'obtenir un couplage optimal en tenant compte du conduit auditif externe. Le plus souvent nous réalisons une empreinte ou un scan 3D du conduit auditif. Lors de l'adaptation, l'appareillage uni ou bilatéral est mis en place avec l'embout réalisé. L'éducation prothétique des parents et de l'enfant permettra de s'assurer de la bonne mise en place des appareils, de leur utilisation et entretien.

Il faudra ensuite revoir de manière rapprochée l'enfant, pour affiner et confirmer les seuils pour optimiser le réglage.

Existe-t-il des pratiques spécifiques aux enfants ? Pourquoi ?

Il existe des recommandations d'appareillage chez Audika dans la prise en charge pédiatrique. Ce cadre permet d'uniformiser les pratiques. L'appareillage de l'enfant est différent de celui de l'adulte : le conduit auditif est plus court, son volume plus petit et l'orientation du tympan différente de l'adulte. Cela nous pousse à adapter nos pratiques, pour aboutir à un contrôle de l'amplification et du niveau de sortie spécifiques. Les logiciels affichent les courbes au coupleur 2CC. Or, chez l'enfant ce volume étant plus petit, il faut utiliser la mesure du RECD afin d'être plus juste et éviter les sur ou sous-corrrections en fonction des fréquences.

Enfin, le contrôle d'efficacité de l'appareillage passe par la mesure du gain prothétique tonale en réalisant un conditionnement. Pour l'intelligibilité chez les tout petits nous pouvons commencer par la désignation sur support imagier. Puis, lorsque l'enfant en est capable, nous pouvons utiliser la répétition de mots adaptés à son âge dans le calme puis dans le bruit.



Comment cela se passe à l'école, dans sa vie de tous les jours, pour un enfant ayant des troubles auditifs ?

Un enfant malentendant "non corrigé" va compenser sa perte auditive tout au long de la journée. Il sera fatigué et crispé. Des retards de langage et scolaire peuvent s'installer durablement. La découverte de la surdité sera fonction de l'importance de la perte d'audition. Les surdités légères étant découvertes très tardivement, vers la 6^{ème} elles, s'accompagnent généralement de difficultés scolaires.

L'appareillage précoce permet d'éviter ainsi une perte de chances. Il faut également demander un placement au 2^{ème} ou 3^{ème} rang, proche de l'enseignant. Il faudra proposer systématiquement des accessoires facilitant la communication comme les systèmes HF et les microphones déportés. Ils sont souvent utilisés aussi bien en classe qu'à la maison, pour un meilleur confort au quotidien.

Ces problématiques développementales (sur les plans cognitif, attentionnel, social et scolaire) peuvent être grandement améliorées grâce à l'appareillage et une prise en charge pluridisciplinaire précoce.

Les Cahiers de l'Audition

Vol 35 - N°5 - Septembre / Octobre 2022

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

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

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

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

Conception et réalisation :
MBQ - BERTET Stéphanie
stephanie.bertet@mbq.fr

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

Président : DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président : COLIN David

2^e Vice Présidente : BALET Charlotte

Secrétaire général : RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe : GUEMAS Céline

Trésorier Général : ROY Thomas

Trésorier Général adjoint : POTIER Morgan

Présidents d'Honneurs : BIZAGUET Eric,

LAURENT Stéphanie, LE HER François

MEMBRES

BESTEL Julie, BISCHOFF Hervé,
BLANCHET Jean-Jacques, COEZ Arnaud,
DEJEAN François, DELERCE Xavier,
GALLEGO Stéphane, GARNIER Stéphane,
GAULT Alexandre, GERBAUD Grégory,
GUTLEBEN Jehan, HANS Eric, HUGON Bernard,
JILLIOT Jérôme, KRAUSE Vincent, LASRY Yves,
LEFEVRE Frank, LEGRIS Elsa, NAHMANI Yoan,
REMBAUD Frédéric, ROBIER Mathieu,
ROY 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*



Communication EPU 2021

7

- Troubles du Traitement Auditif : du repérage à la prise en soins Nouvelles indications audio prothétiques introduites par l'arrêté du 100% santé
Dr Isabelle Rouillon, Eric Bizaguet

Métier et technique

14

- Exploiter le formidable outil qu'est l'Intelligence Artificielle pour améliorer les soins et la prise en charge audiolgogique.
Nicolas Wallaert, Hadrien Jean, Nihaad Parouty

22 Analyse de données cliniques

- Analyse des données collectées lors d'une étude observationnelle menée chez des adultes avec le test VRB. *Louis Reynouard, Christophe Vincent, Christian Renard, Mathieu Robier, Julie Bestel*

Implant cochléaire

34

- Cas clinique : Pièges lors du repérage, diagnostic, appareillage et implantation cochléaire en cas de surdité évolutive dissymétrique liée à une infection CMV. *Sophie Achard, Arnaud Coez*

Revue de littérature scientifique et médicale

38

- Acouphènes : vers une solution thérapeutique non-invasive
Sarah Attia

Veille technique

Les innovations
des industriels

40



Offre d'emplois 56



Les conversations s'illuminent avec Lumity.

Pour que vos patients entendent distinctement leur commerçante.

Phonak Audéo™ Lumity : une aide auditive dotée de la technologie unique SmartSpeech pour une meilleure compréhension vocale.

Nos équipes sont à votre disposition pour vous présenter cette nouvelle plateforme technologique. Rendez-vous sur phonakpro.fr pour découvrir toutes les fonctionnalités de Lumity.



LE MOT DU PRÉSIDENT

« En cette rentrée 2022, je réitère mon souhait de voir la réingénierie de la formation en audioprothèse avancer à grands pas. »



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse



Chers Collégiens, Chers Confrères, Chers Étudiants,

C'est avec beaucoup de plaisir que je vous retrouve après la pause estivale pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Dans cette édition datée de septembre-octobre, nous vous prodiguons comme à l'accoutumée une multitude de conseils et de sujets afin de vous aider dans votre pratique professionnelle au quotidien. Aussi, parmi les nombreux thèmes abordés, je vous invite à prendre connaissance du très bel article portant sur l'avenir de notre métier : « Exploiter le formidable outil qu'est l'Intelligence Artificielle pour améliorer les soins et la prise en charge audiolinguistique ».

Aussi, en cette rentrée 2022, je réitère mon souhait de voir la réingénierie de la formation en audioprothèse avancer à grands pas. Le Collège National d'Audioprothèse est pleinement mobilisé dans ce travail au long cours qui constitue déjà un moment historique pour notre profession. Inachevée en 2011, la réingénierie est aujourd'hui plus que nécessaire et doit in fine répondre au mieux aux besoins des patients malentendants avec des professionnels les mieux formés possibles. Dans cette dynamique, la publication il y a quelques mois d'une fiche métier au Répertoire national des certifications professionnelles (RNCP) représente une première étape à l'intégration du parcours en audioprothèse au sein du référentiel européen (LMD). Tout ceci s'inscrit dans le but ultime que nous devons poursuivre et qui est d'améliorer encore le taux d'observance, déjà très élevé en France.

Cet éditio est également l'opportunité pour moi de vous annoncer avec beaucoup de plaisir que le 26e Enseignement Post-universitaire en Audioprothèse se déroulera les 25 et 26 novembre à la Cité des Sciences et de l'Industrie, à La Villette (Paris). Ce nouvel opus de notre rendez-vous annuel, baptisé « Nouvelles connaissances, nouvelles pratiques ? » nous permettra d'aborder de nombreux thèmes. Pour cette édition, le Collège National d'Audioprothèse vous proposera des communications qui traiteront de « l'appareillage auditif et les attendus de l'arrêté de 2018 », « appareillages de cas spécifiques » et de « l'accompagnement relationnel et psychologique du patient malentendant ». L'événement sera notamment ponctué par la remise des Prix du Collège et d'un moment dédié à la FNEA.

Nous vous proposerons également de nombreux ateliers (sur pré-inscriptions à partir du mois d'octobre) sur la mesure in vivo, l'appareillage pédiatrique, la prise en charge du patient acouphénique, l'appareillage en conduction osseuse, l'implant cochléaire, mais aussi l'intelligibilité dans le bruit. À noter – et c'est une nouveauté – qu'une partie de ces ateliers s'inscriront dans le cadre du développement professionnel continu (DPC).

Enfin, je tiens à adresser mes remerciements les plus sincères à Monsieur Alexandre Garcia, Professeur émérite d'Acoustique et Directeur du centre de formation des audioprothésistes au CNAM-CPDA pour l'excellent travail qu'il a réalisé dans cette école pendant plus de 25 ans. Il n'a cessé d'œuvrer à former au mieux les élèves dans le but de proposer le meilleur service rendu possible aux patients pour la réhabilitation de leur audition. En cette rentrée, Alexandre Garcia passe ainsi le relai à Thierry Van den Abbeele épaulé par Éric Bavu afin d'assurer la direction des études à l'école de Paris. Je leur souhaite beaucoup de réussite dans leur projet pédagogique.

Très belle lecture de ce numéro des Cahiers de l'Audition et excellente rentrée à tous !



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

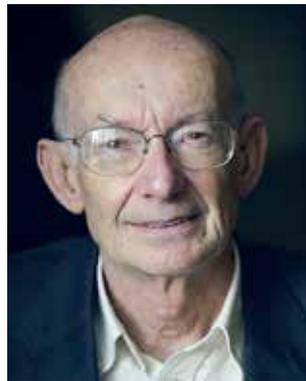


EDITORIAL

PAR

Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef



L'année 2022 a été l'occasion pour les professions de l'audiologie de renouveler profondément leurs thématiques d'actualité, non pas tellement dans leur intitulé que dans les nouvelles stratégies pour les affronter sur le terrain. En filigrane, on perçoit l'essor de nouvelles manières de traiter les données avec l'intelligence artificielle, d'où l'accent désormais à mettre sur la collecte rationnelle de ces données. C'est une tâche qui ne supportera pas le dilettantisme et qui va exiger de nos parts une coordination. Sans la réingénierie qu'appelle de ses vœux le Président du Collège, elle serait compromise. Une marque de ce redimensionnement de notre paysage est la constatation que l'EPU 2021 arrive à peine au terme des publications commandées par notre revue, que l'EPU 2022 est déjà d'actualité... l'année est presque trop courte pour faire la place aux nouvelles approches.

Ainsi, Isabelle Rouillon et Eric Bizaguet profitent des nouvelles indications audioprothétiques actuelles pour proposer des solutions de prise en charge des troubles du traitement auditif. Ces prises en charge semblent faciliter la maturation des voies nerveuses incriminées, ce qui crée un effet vertueux de « boule de neige » : nouveaux tests, nouvelles évaluations, meilleure coordination multidisciplinaire, et pourquoi pas des avancées quant à la nature de ces pathologies.

Un tutoriel sur les approches possibles de traitement de données par intelligence artificielle, réseaux de neurones et machine learning

s'imposait, dans ce numéro c'est l'œuvre de Nicolas Wallaert et son équipe de montrer comment cette approche promet d'améliorer la précision des diagnostics, de rationaliser suivi et traitement, tout en libérant du temps pour les praticiens.

L'analyse des données fait aussi appel aux méthodes statistiques plus conventionnelles, surtout lorsque les données sont multidimensionnelles comme le sont celles d'audiométrie vocale dans le bruit. Le test de VRB encore récent révèle mieux son potentiel diagnostique lorsqu'une analyse approfondie en composantes principales est menée, par exemple celle de Louis Reynouard et ses co-auteurs. Leurs résultats mathématiques évoquent des explications chez les cliniciens, et préparent le terrain à l'autres analyses plus automatisées.

Dernier type d'analyse, la bibliographie, jamais superflue dans un domaine aussi mouvant et dynamique que celui des acouphènes, et la revue de Sarah Attia nous informe des pistes récentes. Et bien sûr, les big data ne sont pas la seule voie de progression, l'étude d'un cas exemplaire reste une source de réflexion et de vigilance pour les praticiens, comme l'illustrent Sophie Achard et Arnaud Coez. Non seulement la rentrée s'annonce fertile en avancées, mais la diversité croissante des outils de l'audiologie confirme s'il en est besoin la nécessité d'une réingénierie des programmes de formation.

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

BICORE **UN SON** **PLUS** **FIABLE,** **PLUS** **PROPRE**

Bluetooth

Made for
iPhone

Disponible en 80 | 60 | 40

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

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

Retrouvez-nous sur   

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

REXTON

TROUBLES DU TRAITEMENT AUDITIF : DU REPÉRAGE À LA PRISE EN SOINS NOUVELLES INDICATIONS AUDIO PROTHÉTIQUES INTRODUITES PAR L'ARRÊTÉ DU 100% SANTÉ



Auteurs

Dr Isabelle Rouillon

Service d'ORL, Hôpital
Necker Enfants-Malades,
Paris

Eric Bizaguet

Audioprothésiste D.E., Paris

INTRODUCTION : L'arrêté du 14 Novembre 2018 précise les modalités de prise en charge audio prothétiques des affections appartenant au spectre des neuropathies auditives (ASNA) ainsi que des troubles du traitement auditif. Les Cahiers de l'Audition ayant dédié trois numéros aux ASNA en 2021, nous consacrerons cet article aux troubles du traitement auditif (<https://www.college-nat-audio.fr/cahiers-de-laudition>, cahiers numéros 3, 4 et 5).

Le trouble du traitement auditif (TTA) est responsable de difficultés d'audibilité qui sont le plus souvent majorées en condition d'écoute difficile. Ce trouble toucherait 0,2% à 0,5% d'une tranche d'âge (Chermak et al. 2017; Moore et al. 2010; Musiek et al. 2010; ASHA 2005; Nagao et al. 2016; T. J. Bellis et Bellis 2015). Les enfants atteints de TTA ont de faibles capacités d'écoute et d'intelligibilité alors que leur audition périphérique est normale. Le TTA correspondrait à un défaut de traitement du signal acoustique le long des voies auditives centrales. Ce trouble peut avoir des conséquences sur la discrimination auditive, le traitement binaural et le traitement temporel de la parole. Le diagnostic de TTA reste difficile du fait de présentations cliniques variées, du taux élevé de comorbidités associées et de l'absence de test objectif.

La remédiation des patients présentant un trouble du traitement auditif (TTA) reste discutée. Celle-ci a pour objectif d'optimiser les capacités de l'enfant (par un entraînement orthophonique spécifique) et de mettre en place des adaptations afin d'améliorer ses conditions d'écoute. Ces enfants peuvent ainsi bénéficier d'une légère amplification auditive apportée par un appareillage, accompagnée d'un micro HF en fonction des difficultés présentées.

LE TROUBLE DU TRAITEMENT AUDITIF

La nature exacte du TTA reste encore discutée (Demanez et al. 2003). Le traitement de l'information auditive sous-tend un traitement ascendant le long des voies auditives centrales dit « bottom-up ». Ces voies auditives centrales ou processus auditifs centraux sont responsables des fonctions suivantes : l'interaction binaurale (localisation, latéralisation et fusion binaurale) ; la discrimination phonémique; la reconnaissance des formes temporelles de l'audition (détection des variations de fréquence, d'amplitude, de durée) ; la détection des intervalles de temps séparant deux stimulations ; les performances auditives en présence de signaux acoustiques présentés en compétition ou de manière dégradée (ASHA 2005; BIAP 2007). Le traitement dit « bottom-up » est influencé en parallèle par les processus supra-cognitifs descendants dit « top-down » (Iliadou et al. 2017; ASHA 2005; GDCI 2012; Demanez et al. 2003; Musiek et al. 2010). Pour de nombreux auteurs le TTA résulte d'un défaut spécifique du traitement temporel du signal le long des voies

auditives centrales ascendantes (atteinte de type « bottom-up »). L'ensemble de ces voies et de ses connexions peuvent être touchées (Demanez et al. 2003; Iliadou et al. 2017; Stavrinou et al. 2018; Chermak et al. 2017; ASHA 2005). Pour d'autres équipes, un déficit cognitif, des difficultés de mémorisation mais aussi d'attention pourraient avoir des répercussions sur le traitement auditif et être à l'origine des difficultés auditives présentées par ces enfants (atteinte de type « top-down ») (British Society of Audiology 2018; Moore et al. 2010; de Wit et al. 2016; Stavrinou et al. 2018).

Il est probable qu'une implication des voies ascendantes et descendantes puisse être associée dans cette pathologie. Wilson en 2018 souhaitait redéfinir la cadre nosologique du TTA et proposait de parler de « spectre du trouble du traitement auditif » en englobant les troubles allant de l'atteinte du traitement ascendant « bottom-up » aux déficits des processus « top-down » (Wilson 2018).

Selon la British Society of Audiology, le contexte du TTA peut être classé en 3 catégories (British Society of Audiology 2011) :

- TTA développemental : difficultés d'écoute dès l'enfance avec une audition périphérique normale, sans cause ou facteur de risque retrouvés.
- TTA acquis : associé à une pathologie cérébrale connue (inflammatoire, infectieuse, vasculaire, tumorale, post traumatique, détérioration liée à l'âge...). Ce contexte est surtout rencontré chez l'adulte.
- TTA secondaire : le TTA survient en présence, ou à la suite d'un trouble de l'audition périphérique transitoire (otite sérumuqueuse persistante) ou permanent.

Quel que soit son contexte, le TTA peut avoir des conséquences, voire coexister avec des difficultés d'apprentissage (trouble spécifique du langage : dyslexie, dysphasie), un déficit attentionnel et une hyperactivité (TDAH)... Ces difficultés peuvent en elles-mêmes favoriser le trouble de compréhension du message oral. Ces comorbidités sont retrouvées de façon fréquentes en cas de TTA, chez 59% des enfants dans notre cohorte, et chez 47 % des 7-12 ans dans l'étude de Sharma 2009 (Sharma 2009; Rouillon et al. 2021). Selon le Groupe directeur canadien interorganisationnel en orthophonie et audiologie (GDCI) et Stavrinou, le trouble de l'attention est retrouvé chez 40 à 60% des enfants diagnostiqués avec un TTA

(GDCI 2012; Stavrinou et al. 2018). Toutes ces difficultés vont se répercuter sur les performances scolaires. Le retentissement sera d'autant plus important qu'il survient chez un enfant jeune durant la période maximale d'acquisition du langage. Les difficultés scolaires liées à cette faible audibilité (accrue dans des conditions d'écoute difficiles) sont un motif de consultation de plus en plus fréquent (Barker, Kuruvilla-Mathew, et Purdy 2017; Tomlin et Rance 2016; Sharma 2009).

Cette intrication aux autres pathologies centrales justifie que le diagnostic de TTA soit porté après réalisation d'une batterie de test multi-disciplinaire (Chermak et al. 2017; Musiek et al. 2010; Iliadou et al. 2017; Rouillon et al. 2021).

1. Repérage du TTA

Un enfant avec un TTA va présenter des difficultés ou une lenteur pour traiter les informations auditives, pour comprendre la parole surtout en condition d'écoute dégradée (parole rapide, mal articulée, avec un accent...). Ces difficultés sont majorées dans le bruit. La compréhension des consignes données à l'oral est difficile, surtout si celles-ci sont multiples ou complexes. Les parents ou les enseignants décrivent ces enfants comme « n'entendant pas ou ne comprenant pas » comme les autres. Ce sont des enfants qui font répéter et qui font des confusions phonémiques. Leur attention auditive ainsi que la mémorisation des consignes données à l'oral peuvent être chutées alors que l'attention et la mémoire visuelle sont opérantes. Un retard de langage oral et/ou de langage écrit, peuvent coexister chez ces enfants.

L'apprentissage d'une langue étrangère sera parfois plus difficile pour un enfant présentant un TTA. L'enfant peut avoir du mal à repérer les changements de prosodie ce qui pourra engendrer des difficultés pour comprendre l'humour et l'ironie, il sera parfois en retrait, passif dans les échanges, particulièrement à plusieurs interlocuteurs. Le TTA peut aussi entraîner de faibles compétences en musique et en chant. Enfin, le TTA peut se manifester par des problèmes de comportement (De Lamaze. 2021).

2. Diagnostic

Le diagnostic du TTA reste difficile du fait de la grande variabilité clinique, de la fréquence importante des troubles associés et de l'absence de test objectifs (Musiek et al. 2010; ASHA 2005; Chermak et al. 2017; de Wit et al. 2016).

Les recommandations internationales pour le diagnostic du TTA sont de réaliser une évaluation audiolinguistique ciblée de la fonction auditive centrale (Musiek et al. 2010; ASHA 2005; Chermak et al. 2017; Iliadou et al. 2017; de Wit et al. 2016). Les enfants sont identifiés comme ayant un TTA lorsque au moins deux des résultats aux tests de traitement auditif sont inférieurs de 2 écarts type (ET) ou lorsqu'un seul test est inférieur d'au moins 3 ET (Musiek et al. 2010; ASHA 2005).

Compte tenu du taux important de difficultés associées, une approche multi-disciplinaire est conseillée associant une évaluation psychométrique ainsi qu'un bilan de parole et de langage.

En effet les difficultés d'attention et /ou de mémorisation risquent de retentir sur les épreuves d'évaluation du TTA et de fausser leur interprétation. Il est donc important d'évaluer ces aptitudes afin de rendre le diagnostic de TTA aussi fiable et précis que possible (Tomlin et al. 2015; Stavrinou et al. 2018).

Les recommandations sont de proposer le bilan TTA : aux enfants de plus de 7 ans qui ont une audition périphérique normale, sans TDAH (à moins que celui-ci soit traité et contrôlé) et sans déficit cognitif (quotient intellectuel (QI) >80) (Musiek et al. 2010; ASHA 2005; GDCI 2012).

Cette évaluation multi-disciplinaire peut comporter (protocole Hôpital Necker Enfants Malades), (Rouillon et al. 2021) :

2.1. Une audiométrie tonale et vocale dans le silence en oreilles séparées afin de vérifier la normalité de l'audition périphérique.

2.2. Un enregistrement des potentiel évoqués du tronc cérébral (PEATC) afin d'éliminer une neuropathie auditive.

2.3. Un bilan orthophonique d'audition centrale

- a) Perception de la parole dans le bruit : Liste des mots (Boorsma avant 8 ans, Fournier à partir de 8 ans) dans le bruit ; avec un rapport signal / bruit (RSB) de 0 dB et + 5 dB.
- b) Test d'écoute dichotique : stimuli (syllabes, mots et/ou chiffres) bilatéraux simultanés, distincts, afin de tester l'intégration binaurale et la séparation binaurale (Demanez et al. 2003).
- c) Test de patterns de fréquence et de durée : écoute de séries de 3 patterns, permettant de repérer la hauteur et la durée de sons non verbaux (Demanez et al. 2003; Musiek 1994; T. Bellis 2003).
- d) Seuil de détection de l'écart aléatoire (RGDT) : Deux sons purs de même fréquence sont présentés binauralement avec un intervalle de temps différent entre les deux stimuli (2, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 40 ms). Le test est considéré comme pathologique si la détection de l'écart entre les deux stimuli est supérieur à 20 millisecondes (Dias et al. 2012).
- e) Test d'identification et de discrimination phonémique à l'aide du logiciel RAPDYS © : Ce logiciel permet l'évaluation de la catégorisation des phonèmes (/ dɑ / et / tɑ /). Ce test est composé de deux tâches : une tâche d'identification et une tâche de discrimination (Serniclaes et al. 2004; G. Collet et al. 2012; Gregory Collet et al. 2015; Zoubrinetzky et al. 2019).

Le diagnostic de TTA est basé sur les critères suivants : au moins deux des quatre premiers tests inférieurs à 2ET, ou un seul test inférieur à 3 ET.

2.4. Un bilan psychométrique

Il s'agit d'une évaluation neurocognitive à l'aide de différents tests en fonction de l'âge du patient : le TEA-CH (Test d'Évaluation de l'Attention Chez l'Enfant) de 6 à 12 ans et 11 mois et le NEPSY-II et le WISC-V pour les enfants de 13 à 16 ans et 11 mois. Ces tests permettent d'évaluer : l'attention auditive soutenue, l'attention visuelle sélective et soutenue, la mémoire de travail et la flexibilité cognitive.

D'après notre expérience, les tests les plus efficaces pour diagnostiquer un TTA sont le test dichotique et les patterns de fréquence. Les tests d'attention auditive et visuelle sont importants et permettent de mieux interpréter les résultats du bilan orthophonique ciblé TTA. La catégorisation phonémique semble un outil très prometteur surtout chez les enfants sans trouble du langage associé (Rouillon et al. 2021). L'évaluation de la perception de la parole dans le bruit reste limitée chez les enfants, en langue française, et il est nécessaire de développer un outil normé en fonction de l'âge de l'enfant.

Il faut être prudent quant à la pose du diagnostic de TTA à plusieurs titres. Tout d'abord, la maturation des processus auditifs centraux n'étant pas terminée chez l'enfant, il est préférable de formuler une hypothèse de retard de développement des processus auditifs centraux pour les plus jeunes d'entre eux plutôt que de diagnostiquer le TTA de manière spécifique. Si les résultats aux épreuves d'exploration des fonctions auditives centrales ne s'améliorent pas dans le temps, alors le TTA peut être évoqué. Il est ainsi recommandé de réévaluer les enfants à 1 an puis tous les deux ans afin de voir si les difficultés s'inscrivent dans le cadre d'un retard ou d'un trouble spécifique du traitement auditif. Pour les enfants présentant d'importants troubles associés il est parfois difficile

de faire la part des choses et de conclure à un TTA. Il faut savoir pour ces enfants aussi, reconstruire le bilan afin de ne pas les « surdiagnostiquer ». L'évaluation psychométrique prend toute son importance pour l'interprétation des résultats. Néanmoins des stratégies afin d'améliorer les conditions d'écoute pourront de toutes les façons être aussi proposées pour ces enfants. Enfin en l'absence de test objectif il faut toujours rester vigilant face aux « surdités psychogènes ».

3. Remédiation du TTA

D'après les lignes directrices du GDCI, la prise en soins du trouble du traitement auditif doit s'organiser autour de deux principaux axes : une approche descendante, en travaillant au niveau cognitif, métacognitif et langagier; et une approche ascendante, c'est-à-dire en favorisant une meilleure perception du signal acoustique et en entraînant de façon intensive l'audition (GDCI 2012), brochure d'information. (Figure 1)

3.1. Optimisation des compétences personnelles

a. L'entraînement auditif

La rééducation sera ciblée en fonction des difficultés présentées par l'enfant. L'entraînement peut porter sur l'écoute dichotique, la perception de la prosodie et des patrons temporels, l'attention auditive et la mémoire auditive, la discrimination auditive, la conscience phonologique et phonémique (Iliadou et al. 2017; British Society of Audiology 2018; BIAP 2017b). Un entraînement à l'écoute dans le bruit peut aussi être proposé (Jutras et al. 2018; Loo, Rosen, et Bamio 2016). Il existe différents logiciels d'entraînement : le LEB, logiciel d'écoute dans le bruit (<http://monleb.com>); (Jutras et al. 2018) ; programme Auditico <https://www.happyneuronpro.com/orthophonie/espace-reeducation/auditico/>.

b) L'entraînement cognitif, métacognitif et langagier

Cette rééducation sera axée sur : l'entraînement de la suppléance mentale (closure de phrases, histoires à trous...), un enrichissement des connaissances langagières, le développement de stratégies de compensation autour du visuel (BIAP 2017b).

Il faut par ailleurs aider l'enfant à mettre en place des stratégies pour compenser sa gêne en classe (demander à faire répéter en parlant plus fort, en reformulant les consignes avec des phrases plus simples, plus courtes...) (Programme de rééducation chasse et pêche de l'institut Institut Raymond-Dewar (<https://programmechasseetpeche.wordpress.com/>)).

3.2. Optimisation de l'environnement de communication de l'enfant (approche ascendante)

Pour améliorer l'environnement acoustique de l'enfant, il est possible d'agir à plusieurs niveaux :

a. Implication de l'enseignant afin d'améliorer l'environnement d'écoute en classe : diminuer les bruits parasites, noter les informations essentielles au tableau, éviter de

demander à l'enfant d'écouter et d'écrire à la fois, parler chacun son tour... Les parents peuvent également contribuer à l'amélioration des conditions d'écoute à la maison lors des devoirs, des repas ou à tout autre moment propice aux apprentissages (GDCI 2012; BIAP 2017b).

- b. Aménagement de la salle de classe (diminuer la réverbération, matériaux absorbants...).
- c. Mise en place d'une amplification auditive légère (Kuk et al. 2008; GDCI 2012).
- d. L'utilisation d'un système de microphone à haute fréquence (micro HF) (Sharma, Purdy, et Kelly 2012; Stavrinou et al. 2020; Smart, Purdy, et Kelly 2018).

DÉMARCHES PROTHÉTIQUES D'APPAREILLAGE D'UN TTA

La prise en charge audioprothétique des TTA est complexe. Bien que les étiologies soient souvent différentes et inconnues, le protocole d'explications, de conseils et de choix prothétique répond globalement aux mêmes règles.

En effet, les symptômes sont souvent les mêmes et correspondent à 3 items majeurs : l'impact du bruit aussi bien au niveau de la compréhension en milieu bruyant que celui de la « distractibilité », une qualité de discrimination dégradée au niveau temporel, fréquentiel et de masquage, et enfin des troubles centraux retrouvés lors des tests de la Batterie Auditive Centrale de Demanez.

Il s'agit d'une atteinte polymorphe ayant un impact très différent d'un enfant à l'autre et n'atteignant pas forcément de la même manière les différentes capacités de discrimination. Ces patients sont souvent dépistés en raison d'un retard d'acquisition du langage et de difficultés scolaires, difficultés renforcées en raison de la présence de bruits perturbants dans une classe. Bien qu'ayant une audition liminaire normale, les TTA ont les mêmes difficultés que certaines surdités classiques et sont particulièrement gênés en présence de bruits, ce qui nous permet de nous servir de certains traitements du signal et accessoires utilisés dans le cadre d'un appareillage classique.

D'autres paramètres seront peu améliorables par rapport à nos capacités d'amplification comme la dégradation de l'analyse temporelle fine et la difficulté d'analyser les courbes d'enveloppe. Ces difficultés temporelles peuvent avoir un impact sur la reconnaissance de la parole dans le bruit. La parole se différenciant du bruit par sa fréquence de modulation de 3 à 6 Hz et une amplitude modulation de 2 à 8 Hz, tout désordre de l'analyse temporelle peut entraîner une dégradation de la capacité d'extraire le message pertinent en milieu bruyant. Bien que ne pouvant traiter directement le facteur temporel, nous avons la possibilité de nettoyer le signal en utilisant le traitement du bruit des prothèses auditives pour favoriser l'émergence de la parole des prothèses auditives.

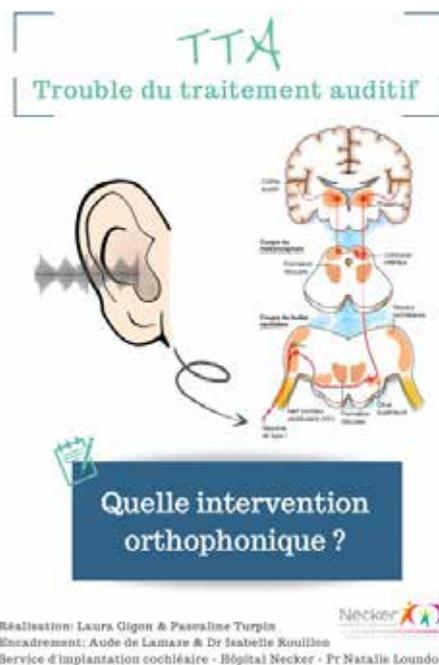


Figure 1 : Brochure d'information : Trouble du traitement auditif. Quelle intervention orthophonique ? Laura Gigon, Pascaline Turpin. Disponible sur le site de la FNO et sur la plateforme orthophonie et surdité. <https://www.fno.fr/vous-etes/vie-professionnelle/recommandations-professionnelles/trouble-du-traitement-auditif-tta/>.

1. But de l'appareillage

Appareiller un entendant qui n'a pas besoin en première analyse d'amplification peut paraître illogique, c'est pourtant la solution retenue pour les patients TTA ayant été sélectionnés après avoir éliminé d'autres étiologies. L'indication est généralement confirmée par un essai positif en milieu social et scolaire.

Les buts de cette prise en charge sont multiples. Le premier est de privilégier la parole dans le bruit et rendre émergent les informations utiles car c'est la principale et constante difficulté des TTA. De même, le but est d'améliorer la concentration de l'enfant en augmentant la quantité d'informations pour une plus grande spontanéité et un renforcement de la vigilance.

Il ne faut pas oublier l'apport psychologique de l'annonce du diagnostic qui peut permettre d'expliquer les difficultés scolaires et qui doit être mise à profit pour améliorer la prise en compte du problème par le corps enseignant qui fait souvent porter les difficultés sur une participation insuffisante de l'enfant.

De même, le fait pour les parents et l'enfant de poser un diagnostic sur une pathologie, après souvent une longue période de non reconnaissance, est un soulagement et contribue à une volonté d'action et à un nouvel espoir.

Le but de l'appareillage est également de favoriser la prise charge orthophonique, en soulignant que la FNO a mis en place une formation spécifique TTA.

2. L'audiométrie

Peu de choses à rajouter à l'audiométrie réalisée pour le diagnostic en dehors d'une analyse des seuils supraliminaire d'inconfort et de confort.

Le seuil de confort est particulièrement important car il peut permettre des choix différents d'amplification. Plusieurs cas existent alors que le seuil auditif est normal.

Le cas le plus habituel est un seuil de confort normal qui conduit à choisir une amplification minimale pour permettre une efficacité des traitements du bruit et des microphones adaptatifs.

Il n'est pas rare de trouver un seuil de confort plus élevé qu'à la normale nécessitant un gain correctif supplémentaire. Cette situation est plutôt favorable et conduit à adapter le protocole de port des appareils en recommandant un port constant.

Quelques cas montrent aussi une dissymétrie sur les seuils de confort, alors que les seuils liminaires et d'inconfort sont identiques, obligeant à une amplification différente entre les deux oreilles.

3. Les solutions

3.1. L'amplification

La prise en charge prothétique rend obligatoire une amplification car le traitement des bruits correspond à la réduction du gain de certaines zones fréquentielles en fonction des caractéristiques sonores du milieu environnant. De même, l'adaptabilité de la directionnalité des microphones conduit à une diminution des bruits extérieurs non situés dans l'azimut de la parole mais aussi à certaines informations de la voix, rendant indispensable une amplification.

La compression des prothèses permet une amplification différentielle des bruits faible/ moyen /fort, limitant le gain des appareils pour les intensités moyennes et fortes afin de respecter les seuils de confort.

3.2. Le matériel HF

La mise en place d'un matériel HF, liaison privilégiée entre un interlocuteur et un auditeur utilisateur d'aides auditives, doit être envisagée de manière systématique dans le cas des TTA. Les nouvelles technologies offrent la possibilité d'une liaison

directe à partir d'une antenne réceptrice intégrée dans les aides auditives, simplifiant l'utilisation de ce matériel. Sa portée est supérieure à 10 mètres et la captation des sons se fait sur un mode très directionnel augmentant de façon importante la transmission de la voix du professeur par rapport aux bruits de fond de la classe. De façon simple, le professeur se trouve virtuellement à 30 cm de l'oreille de l'appareillé, renforçant la quantité de stimulation et l'émergence des traits pertinents. Ce dispositif impose que l'enfant soit scolarisé dans une classe à simple niveau.

3.3. Les caractéristiques techniques

L'audition étant normale, la technique ouverte, rendue possible grâce aux traitements anti-larsen, est la seule possible pour éviter une auto-phonie en ayant l'avantage de limiter les résonnances lors de la mastication et de l'émission vocale.

Les débruiteurs sont obligatoires car l'amplification, bien que faible dans ce cas, doit être gérée. En effet la difficulté dans le bruit est la difficulté majeure rencontrée par les enfants TTA. Le fait de mettre en place une amplification renforcerait, en absence de traitement, les bruits parasites d'où l'obligation de les traiter. Les traitements habituels utilisés dans les surdités classiques correspondent très bien à ce « nettoyage » sonore en privilégiant la zone aigue en présence de bruits et donc les consonnes. Le data logging est également un élément indispensable à utiliser pour la surveillance car l'efficacité de cette prise en charge dépend majoritairement de la durée du port, durée qui sera discutée ultérieurement.

3.4. Protocole de port

Plusieurs options existent et le passage d'un protocole à l'autre dépend de l'efficacité de l'appareillage, mais aussi de l'anamnèse ainsi que des mesures initiales des seuils supraliminaire.

- a. Utilisation constante des prothèses, avec HF à l'école et pour la télévision : C'est la solution la plus adaptée quand l'analyse du seuil de confort montre l'équivalent de l'inverse du recrutement avec la nécessité d'un gain pour mettre le niveau de la voix moyenne au niveau de confort. Si les difficultés existent à la maison et que l'intensité de la télévision doit être nettement augmentée, le port régulier devient la règle afin de montrer son efficacité en milieu familial même en cas de seuil de confort normal.
- b. Utilisation des prothèses et du HF uniquement en milieu scolaire : Si les seuils de confort sont normaux, que la participation à la vie familiale est « facile » au niveau des échanges et de l'intensité de la télévision, et que l'analyse des difficultés conduit à mettre en cause la seule perturbation par le bruit environnant, le port des appareils et du HF peut se faire uniquement en milieu scolaire.
- c. Utilisation des appareils sans matériel HF : Certains patients, ayant des seuils anormaux ou une dissymétrie au niveau du confort sont améliorés par le port des appareils aussi bien en milieu silencieux qu'en milieu bruyant. L'appareillage a ici pour but de restituer une intensité subjective normale au niveau de la voix moyenne et de corriger l'éventuelle dissymétrie. Les patients ont en plus une efficacité renforcée par l'émergence des sons pertinents du fait du traitement du bruit et de la directionnalité automatique.
- d. Évolution du protocole initial : Il est difficile de ne pas évoquer la nécessité de faire évoluer le protocole de port en fonction des résultats et de l'évolution de l'aspect psychologique d'acceptation. La majorité des patients pris en charge utilise de façon régulière les appareils et adhère au projet. L'une des questions en suspens est de savoir si cette prise en charge est temporaire et quel sera le protocole de sortie.



LA **PERFECTION** DU SON NATUREL,
C'EST QUAND JE RESSENS LA PAIX INTÉRIEURE.

WIDEX **MOMENT SHEER™**

Le son pur et naturel permet de se reconnecter à soi-même ainsi qu'au monde qui nous entoure. Pour y parvenir, nous avons introduit une nouvelle palette de sons fractals dans **Widex SoundRelax™**, chaque son étant conçu pour détendre l'esprit et favoriser la concentration. Et comme **Widex SoundRelax** fonctionne avec **Puresound™**, bénéficiez d'un son pur et sans échos quelle que soit la perte auditive.



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

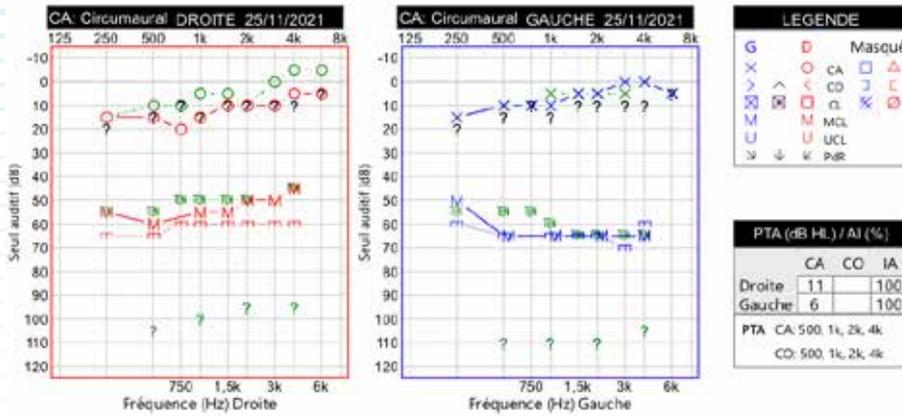


Figure 2 : L'audiométrie montre des seuils d'audition liminaire identique et une dissymétrie des relevés supra-liminaires

Pour le moment, les patients ayant mesuré une amélioration de leurs capacités auditives en milieu silencieux ou bruyant souhaitent conserver le matériel. La décision ultérieure d'arrêt est pourtant logique pour les patients à audition liminaire et de confort normale car le but est de renforcer à moyen terme l'autonomie des patients et de leur permettre de poursuivre leur progrès sans utiliser cette technologie. En collectant les résultats d'un nombre plus grand de patients sur une période plus longue, il sera certainement possible d'extraire des données un guide de règles et de protocoles intégrant des notions mesurables et donc utilisables sans la subjectivité actuelle.

4. Cas clinique

H.L, 9 ans, a des difficultés scolaires non expliquées jusqu'à une prise en charge ORL révélant une audition normale des deux côtés, des tests dans le bruit de mauvaise qualité et une dissymétrie auditive perçue par l'enfant au niveau des seuils de confort. L'appareillage est justifié pour corriger cette dissymétrie. Il est appareillé à gauche en 2017 pour rééquilibrage, et bien que l'efficacité soit relativement réduite, HL conserve et porte initialement cet appareil de façon régulière car l'équilibrage lui est bénéfique au niveau subjectif. Le port de l'appareil est conservé pendant 3 ans avant une panne et l'apparition du Covid qui entraîne un arrêt d'une année de l'utilisation de l'appareil.

Les difficultés dans le bruit persistent à la reprise d'une vie plus normale, ce qui conduit à une nouvelle « audiométrie » utilisant les tests de la Batterie d'Audition Centrale et par la recherche des sélectivités fréquentielles et temporelles. L'analyse conduit à diagnostiquer un TTA. En parallèle un autisme de type Asperger est également diagnostiqué.

Parmi les résultats du bilan spécifique « TTA », liste de mots Lafon 60 avec bruit (28/30) et sans bruit (30/30), aptitude dichotique chutée à plus de 2 écarts type (24 (Sharma, Purdy, et Kelly 2012; Stavrinou et al. 2020; Smart, Purdy, et Kelly 2018)%, avec un minimum pour 13 -15 ans de 32 %), que ce soit pour l'épreuve de séparation binaurale (oreille désignée) ou d'intégration binaurale (oreille non désignée).

Les tests des patterns en durée sont normaux (18 /20) alors que ceux en fréquence sont effondrés (0/20). La sélectivité en intensité est normale à 1,3 dB. (Figure 2)

Les seuils de confort sont asymétriques à audition normale des deux côtés et identiques à ceux de 2017, confirmant la nécessité d'une amplification différente de la voix moyenne entre les deux oreilles. Demande de sa part aussi bien en tonal (seuil de confort) qu'en vocal, répondant ainsi à sa sensation subjective de moins bien entendre d'une oreille que de l'autre. Le ressenti subjectif est immédiat avec équilibrage au niveau de la voix moyenne.

Les résultats décrits par la famille et ses professeurs sont tout à fait favorables aussi bien au niveau perception qu'au niveau fatigue. Le port des appareils devient constant toute la journée et l'utilisation du HF pendant les périodes scolaires améliore son intelligibilité dans le bruit ainsi que la qualité de concentration (élément non mesurable qu'il ressent).

Pour les réglages, une amplification sur audition normale est fournie des deux côtés de façon à permettre l'efficacité des traitements des bruits (compression adaptative de type WDRC / syllabique), mais également pour tenir compte de la dissymétrie au niveau des seuils de confort. Une directionnalité adaptative des micros renforce également le traitement du signal par une moindre captation des bruits parasites. Le HF est systématiquement utilisé pendant la période scolaire. (figures 3 et 4)



Figure 3 : Amplification droite / gauche différente pour tenir compte d'une dynamique dissymétrique et des troubles du décodage central



Figure 4 : Les traitements du bruit sont indispensables pour permettre l'amplification sur audition « normale »

CONCLUSION

L'évolution du TTA va souvent vers une amélioration avec une maturation des processus auditifs centraux, c'est pourquoi les enfants sont revus régulièrement afin d'ajuster le projet thérapeutique de chacun. L'amplification auditive a pour but de faciliter cette maturation, et n'est prévue que pour quelques mois à quelques années et sera adaptée en fonction des premiers résultats et de l'adhésion du patient à la démarche prothétique.

Cette prise en charge audioprothétique, associée à une rééducation orthophonique spécifique, peut permettre d'améliorer la participation de l'élève en classe, son attention, ses performances scolaires et sa fatigabilité. Néanmoins très peu de données ont été publiées sur le bénéfice de l'amplification en contexte de TTA, et il reste à mettre en évidence l'impact de cette remédiation. Beaucoup de questions sont aujourd'hui sans réponse et le nombre de patients traités devrait permettre à moyen terme de créer de nouveaux tests prothétiques, des questionnaires d'analyse des difficultés initiales et de quantification « objective » de l'efficacité de la prise en charge.

Pour conclure, la prise en charge multi-disciplinaire des TTA semble bénéfique pour la majorité des patients, obligeant dans le futur à un meilleur dépistage de cette pathologie.

RÉFÉRENCES

- ASHA. 2005. « (Central) Auditory Processing Disorders », *American Speech-Language-Hearing Association*, Retrieved February, 2017: <http://www.asha.org/policy/PS2005-00114.htm>. 2005.
- Barker, Matthew D., Abin Kuruvilla-Mathew, et Suzanne C. Purdy. 2017. « Cortical Auditory-Evoked Potential and Behavioral Evidence for Differences in Auditory Processing between Good and Poor Readers ». *Journal of the American Academy of Audiology* 28 (6): 534-45. <https://doi.org/10.3766/jaaa.16054>.
- Bellis, Teri James, et Jennifer D. Bellis. 2015. « Central Auditory Processing Disorders in Children and Adults ». In *Handbook of Clinical Neurology*, 129:537-56. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-62630-1.00030-5>.
- Bellis, T.J. 2003. « Assessment and management of central auditory processing disorders in the educational setting », From science to practice. Clifton Park, NY: Delmar Learning.
- BIAP. 2007. « Recommandation biap 30/1 : Processus Auditifs Centraux (P.A.C.) ». <https://www.biap.org/fr/archives/83-ct-30-processus-auditifs-centraux-pac/75recommandation-biap-301-processus-auditifs-centraux-pac>. 2017a. « CAPD Manifestations ». <https://www.biap.org/fr/recommandations/recommandations/ct-30-processus-auditifs-centraux-pac/208-rec-30-01-annexe-1-fr-capd-manifestations/file>.
- BIAP. 2017b. « Prise en charge des troubles auditifs centraux ». <https://www.biap.org/fr/recommandations/recommandations/ct-30-processus-auditifs-centraux-p-a-c/210-rec-30-01-annexe-3-fr-prise-en-charge-des-troubles-auditifs-centraux/file>.
- British Society of Audiology. 2011. « Position Statement: Auditory Processing Disorder (APD) ». http://www.thebsa.org.uk/images/stories/docs/BSA_APD_PositionPaper_31March11_FINAL.pdf.
- 2018. « Position Statement and Practice Guidance Auditory Processing Disorder (APD) ».
- Chermak, Gail D., Doris-Eva Bamiou, Vasiliki Vivian Iliadou, et Frank E. Musiek. 2017. « Practical Guidelines to Minimise Language and Cognitive Confounds in the Diagnosis of CAPD: A Brief Tutorial ». *International Journal of Audiology* 56 (7): 499-506. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1284351>.
- Collet, G., C. Colin, W. Serniclaes, I. Hoonhorst, E. Markessis, P. Deltenre, et J. Leybaert. 2012. « Effect of Phonological Training in French Children with SLI: Perspectives on Voicing Identification, Discrimination and Categorical Perception ». *Research in Developmental Disabilities* 33 (6): 1805-18. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.05.003>.
- Collet, Gregory, Cécile Colin, Willy Serniclaes, Ingrid Hoonhorst, Emily Markessis, Paul Deltenre, et Jacqueline Leybaert. 2015. « Changes in Voicing Perception by Adult French Speakers after Identification Training ». *Applied Psycholinguistics* 36 (2): 463-83. <https://doi.org/10.1017/S0142716413000313>.
- De Lamaze Aude, de Bollardière Théodora, Rouillon Isabelle. 2021. Trouble du traitement auditif: le rôle de l'orthophoniste. *Ortho magazine*. Doi : 10.1016/S1262-4586(21)00080-7.
- Demanez, L., B. Dony-Closon, E. Lhonneux-Ledoux, et J. P. Demanez. 2003. « Central Auditory Processing Assessment: A French-Speaking Battery ». *Acta Oto-Rhino-Laryngologica Belgica* 57 (4): 275-90.

- Dias, Karin Ziliotto, Benoît Jutras, Isabela Olszanski Acrani, et Liliane Desgualdo Pereira. 2012. « Random Gap Detection Test (RGDT) Performance of Individuals with Central Auditory Processing Disorders from 5 to 25 Years of Age ». *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 76 (2): 174-78. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2011.10.022>.
- GDCL. 2012. « Lignes directrices canadiennes relatives au trouble de traitement auditif chez les enfants et les adultes : évaluation et intervention. » <http://www.ooaq.qc.ca/publications/doc-documents/Lignes-directrices-canadiennes>. Accessed December 2012. 2012.
- Iliadou, Vasiliki (Vivian), Martin Ptok, Helen Grech, Ellen Raben Pedersen, André Brechmann, Naïma Deggouj, Christiane Kiese-Himmel, et al. 2017. « A European Perspective on Auditory Processing Disorder-Current Knowledge and Future Research Focus ». *Frontiers in Neurology* 8 (novembre). <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00622>.
- Jutras, Benoît, Lyne Lafontaine, Marie-Pier East, et Marjorie Noël. 2018. « Listening in Noise Training in Children with Auditory Processing Disorder: Exploring Group and Individual Data ». *Disability and Rehabilitation*, juillet, 1-9. <https://doi.org/10.1080/09638288.2018.1482377>.
- Kuk, Francis, Amy Jackson, Denise Keenan, et Chi-chuen Lau. 2008. « Personal Amplification for School-Age Children with Auditory Processing Disorders ». *Journal of the American Academy of Audiology* 19 (6): 465-80. <https://doi.org/10.3766/jaaa.19.6.3>.
- Loo, Jenny Hooi Yin, Stuart Rosen, et Doris-Eva Bamiou. 2016. « Auditory Training Effects on the Listening Skills of Children With Auditory Processing Disorder ». *Ear and Hearing* 37 (1): 38-47. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000225>.
- Micallef, Lara Angelle. 2016. « Auditory Processing Disorder (APD): Progress in Diagnostics So Far. A Mini-Review on Imaging Techniques ». *The Journal of International Advanced Otolaryngology* 11 (3): 257-61. <https://doi.org/10.5152/iao.2015.1009>.
- Moore, David R., Melanie A. Ferguson, A. Mark Edmondson-Jones, Sonia Ratib, et Alison Riley. 2010. « Nature of Auditory Processing Disorder in Children ». *Pediatrics* 126 (2): e382-390. <https://doi.org/10.1542/peds.2009-2826>.
- Musiek, Jane A Baran, Teri James Bellis, et Gail D Chermak. 2010. « Guidelines for the Diagnosis, Treatment and Management of Children and Adults with Central Auditory Processing Disorder », 51.
- Musiek, F. E. 1994. « Frequency (Pitch) and Duration Pattern Tests ». *Journal of the American Academy of Audiology* 5 (4): 265-68.
- Nagao, Kyoko, Tammy Riegner, Jennifer Padilla, L. Ashleigh Greenwood, Jessica Loson, Sarah Zavala, et Thierry Morlet. 2016. « Prevalence of Auditory Processing Disorder in School-Aged Children in the Mid-Atlantic Region ». *Journal of the American Academy of Audiology* 27 (09): 691-700. <https://doi.org/10.3766/jaaa.15020>.
- Rouillon, Isabelle, Aude de Lamaze, Marlène Ribot, Gregory Collet, Théodora de Bollardière, Razane Elmir, Marine Parodi, Sophie Achard, Françoise Denoyelle, et Natalie Loundon. 2021. « Auditory Processing Disorder in Children: The Value of a Multidisciplinary Assessment ». *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology: Official Journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): Affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 278 (12): 4749-56. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06601-8>.
- Serniclaes, Willy, Sandra Van Heghe, Philippe Mousty, René Carré, et Liliane Sprenger-Charolles. 2004. « Allophonic Mode of Speech Perception in Dyslexia ». *Journal of Experimental Child Psychology* 87 (4): 336-61. <https://doi.org/10.1016/j.jecp.2004.02.001>.
- Sharma, Mridula. 2009. « Comorbidity of Auditory Processing, Language, and Reading Disorders ». *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 52 (3): 706-22. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008\)07-0226](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008)07-0226).
- Sharma, Mridula, Suzanne C. Purdy, et Andrea S. Kelly. 2012. « A Randomized Control Trial of Interventions in School-Aged Children with Auditory Processing Disorders ». *International Journal of Audiology* 51 (7): 506-18. <https://doi.org/10.3109/14992027.2012.670272>.
- Smart, Jennifer L., Suzanne C. Purdy, et Andrea S. Kelly. 2018. « Impact of Personal Frequency Modulation Systems on Behavioral and Cortical Auditory Evoked Potential Measures of Auditory Processing and Classroom Listening in School-Aged Children with Auditory Processing Disorder ». *Journal of the American Academy of Audiology* 29 (7): 568-86. <https://doi.org/10.3766/jaaa.16074>.
- Stavrinou, Georgios, Vasiliki Vivian Iliadou, Menelaos Pavlou, et Doris-Eva Bamiou. 2020. « Remote Microphone Hearing Aid Use Improves Classroom Listening, Without Adverse Effects on Spatial Listening and Attention Skills, in Children With Auditory Processing Disorder: A Randomised Controlled Trial ». *Frontiers in Neuroscience* 14: 904. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00904>.
- Stavrinou, Georgios, Vasiliki-Maria Iliadou, Lindsey Edwards, Tony Sirimanna, et Doris-Eva Bamiou. 2018. « The Relationship between Types of Attention and Auditory Processing Skills: Reconsidering Auditory Processing Disorder Diagnosis ». *Frontiers in Psychology* 9 (janvier). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.00034>.
- Tomlin, Dani, Harvey Dillon, Mridula Sharma, et Gary Rance. 2015. « The Impact of Auditory Processing and Cognitive Abilities in Children ». *Ear and Hearing* 36 (5): 527-42. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000172>.
- Tomlin, Dani, et Gary Rance. 2016. « Maturation of the Central Auditory Nervous System in Children with Auditory Processing Disorder ». *Seminars in Hearing* 37 (1): 74-83. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1570328>.
- Vuillet et al. 2011. « Trouble du Traitement Auditif chez les enfants présentant un Trouble Spécifique du Langage. » *Les Cahiers de l'Audition*, no 24: 7-18.
- Wilson, Wayne J. 2018. « Evolving the Concept of APD ». *International Journal of Audiology* 57 (4): 240-48. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1409438>.
- Wit, Ellen de, Margot I. Visser-Bochane, Bert Steenbergen, Pim van Dijk, Cees P. van der Schans, et Margreet R. Luinge. 2016. « Characteristics of Auditory Processing Disorders: A Systematic Review ». *Journal of Speech Language and Hearing Research* 59 (2): 384. https://doi.org/10.1044/2015_JSLHR-H-15-0118.
- Zoubirnetzky, Rachel, Gregory Collet, Marie-Ange Nguyen-Morel, Sylviane Valdois, et Willy Serniclaes. 2019. « Remediation of Allophonic Perception and Visual Attention Span in Developmental Dyslexia: A Joint Assay ». *Frontiers in Psychology* 10 (juillet). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01502>.



Auteurs

Nicolas Wallaert¹

Audioprothésiste D.E.,
Ingénieur, Docteur en
Sciences Cognitives,
Membre du Collège
National d'Audioprothèse

Hadrien Jean¹

Data scientist, Machine
learning scientist, Docteur
en Sciences Cognitives

Nihaad Parouty¹

Translational auditory
scientist, Docteur en Sciences
Cognitives

¹. iAudiogram, 5 Bis Cours Anatole
France, 51100 Reims, France

EXPLOITER LE FORMIDABLE OUTIL QU'EST L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE POUR AMÉLIORER LES SOINS ET LA PRISE EN CHARGE AUDIOLOGIQUE

La recherche sur l'audition a toujours été à la pointe de l'innovation technologique. Aujourd'hui en France, comme partout dans le monde, nous faisons face à un défi croissant : les personnes souffrant d'une perte auditive et demandeuse d'une prise en charge audiolinguistique augmente. La question d'un diagnostic médical des troubles auditifs dans des délais raisonnables constitue un véritable enjeu de santé publique. Les récentes avancées de l'intelligence artificielle (IA) pourraient apporter une solution concrète aux enjeux médicaux, sociétaux et économiques liés à la surdité.

Mots clés :

AUDIOLOGIE, DEEP LEARNING, INTELLIGENCE ARTIFICIELLE, MACHINE LEARNING, RÉSEAU DE NEURONES ARTIFICIELS

Abréviation : INTELLIGENCE ARTIFICIELLE (IA)

La recherche sur l'audition a toujours été à la pointe de l'innovation technologique. Les appareils auditifs ont ouvert la voie à la miniaturisation de l'électronique numérique (Levitt, 2007) et au progrès technologique et algorithmique. Pour sa part, l'implant cochléaire, a été une avancée majeure et reste la prothèse neurale la plus aboutie en termes de performance et de pénétration (Zeng et al., 2008).

Aujourd'hui en France, comme partout dans le monde, nous faisons face à un défi croissant : les personnes souffrant d'une perte auditive et demandeuse d'une prise en charge audiolinguistique augmente. La question d'un diagnostic médical des troubles auditifs dans des délais raisonnables constitue un véritable enjeu de santé publique, de façon à pouvoir proposer une prise en charge audiolinguistique adaptée pour éviter les conséquences parfois irréversibles induite par la perte auditive.

Toutefois, alors que l'on prévoit une augmentation massive du nombre de personnes souffrant de perte auditive dans les années à venir (surexposition au bruit, évolution démographique, ...), le nombre de spécialistes ORL va sensiblement diminuer : âge moyen des praticiens en activité en France d'environ 55 ans, non remplacement de départs en retraite, le Syndicat National des Médecins spécialisés en ORL et chirurgie Cervico-Faciale (SNORL) table sur une diminution significative du nombre de praticien (- 800 ORL en moins d'ici 2030).

Au niveau mondial, le problème constituera l'un des enjeux de santé majeur du XXI^{ème} siècle : d'après les dernières projections de l'OMS, d'ici à 2050, plus de 700 millions de personnes dans

le monde (soit une personne sur dix) seront malentendantes. Pourtant, la surdité reste actuellement largement sous diagnostiquée et sous traitée, entraînant des déficits neuronaux centraux quelque soit l'âge du patient: retards dans l'acquisition du langage chez les enfants, troubles neurodégénératifs chez les personnes âgées.

Les récentes avancées de l'intelligence artificielle (IA) pourraient apporter une solution concrète aux enjeux médicaux, sociétaux et économiques liés à la surdité. Ainsi, les algorithmes et modèles mathématiques basés sur l'IA ont parfois déjà atteint des performances comparables à celles de l'homme dans des tâches importantes liées à l'audition, telles que la reconnaissance automatique de la parole (Automatic Speech Recognition, ASR: Hinton et al., 2012; Yu and Deng, 2015) et le traitement du langage naturel (Deng and Liu, 2018; Devlin et al., 2018). De plus, l'IA commence également à avoir un impact croissant en médecine : réalisation de tâches chronophages, aide au diagnostic, ... (Chan et al., 2020). Alors que ces techniques sont de plus en plus courantes dans différents contextes cliniques, notamment pour la détection des maladies de la rétine (Ting et al., 2018 ; Kim et al., 2021) et dans le domaine de l'imagerie médicale (Hwang et al., 2019 ; Shen et al., 2021), elles restent que très peu utilisées dans le domaine de l'audition. De façon à favoriser l'acculturation avec l'IA, nous décrivons ici ces principaux principes de fonctionnement, ainsi que les possibilités d'utilisation qu'elle pourrait avoir pour créer de nouvelles applications cliniques.

LE MACHINE LEARNING, UN SOUS DOMAINE DE L'IA

L'essor de l'IA débute dans les années 90, notamment par le développement d'un sous domaine de l'IA, que l'on appelle le machine learning. Le machine learning est un domaine d'étude qui consiste à concevoir des algorithmes, appelés parfois modèles, qui sont capables d'apprendre à partir d'exemples.

Afin d'expliquer didactiquement les principes de base du machine learning, prenons le cas d'un audioprothésiste qui s'intéresserait au lien entre la perte auditive tonale et l'intelligibilité de ses patients. Pour comprendre la relation entre ces grandeurs, il est possible de représenter graphiquement les pertes auditives moyennes d'un l'ensemble de patients en abscisse ainsi et que leurs seuils d'intelligibilité en ordonnée (Figure 1).

Le praticien remarque donc aisément que les données semblent relativement alignées et qu'il peut alors tracer une droite de régression (Figure 1, ligne noire). Cette droite de régression permet de généraliser les résultats. En effet, grâce à l'équation de la droite, l'audiologiste pourrait « prédire » les seuils d'intelligibilité de nouveaux patients à partir de leur perte auditive moyenne. Ainsi, pour un nouveau patient, il suffirait alors de mesurer la perte auditive moyenne (Figure 1, illustré en rouge, 55 dB HL) et de déduire à partir de cette perte moyenne, le seuil d'intelligibilité estimé du patient, sans avoir à le mesurer (Figure 1, illustré en rouge, 70 dB SPL).

Le terme de prédiction, couramment utilisé en IA, ne vise pas nécessairement à prédire un événement futur, mais plutôt à inférer une valeur inconnue. En résumé, dans l'exemple précédent, nous avons utilisé des données réelles (des mesures individuelles) pour définir la relation qui peut exister entre ces différents ensembles de données afin de pouvoir faire des prédictions de valeurs jusqu'alors inconnues. Le machine

learning repose sur le même principe, sauf que l'on utilise ici des algorithmes mathématiques pour en déduire la relation entre les variables.

Si nous reprenons l'exemple précédent pour construire grâce au machine learning un modèle qui permettrait de prédire l'intelligibilité du patient à partir de sa perte auditive tonale, l'ordinateur (avec l'aide du data scientist !) devra déterminer l'algorithme qui capture le plus fidèlement la relation qui existe entre la perte auditive tonale et les seuils d'intelligibilité.

Dans le cas présent, l'ordinateur déterminera d'abord la nature de la relation entre les données, e.g. une relation linéaire (du type $y = ax+b$) ou non linéaire. Dans le cas d'une relation linéaire, il déterminera ensuite les valeurs exactes de pente (a) et d'ordonnée à l'origine (b) qui correspondent le mieux avec l'ensemble des données. En d'autres mots, les deux paramètres a et b de la droite peuvent être représentés par deux 'boutons' que l'ordinateur ajuste jusqu'à trouver la meilleure combinaison possible entre les deux boutons. Une fois l'ajustement terminé, les positions ou valeurs des 2 boutons (a et b) ne changent plus. Une fois l'équation de droite connue, l'algorithme peut être utilisé pour prédire des valeurs inconnues de seuils d'intelligibilité à partir de nouvelles mesures de perte auditive tonale.

QU'EST CE QUE L'APPRENTISSAGE AUTOMATISÉ ?

En machine learning, cette phase d'ajustement des paramètres durant laquelle l'ordinateur essaie toutes les combinaisons possibles permettant d'expliquer le lien entre les valeurs est appelée *phase d'apprentissage*. Cette phase d'apprentissage s'arrête quand l'ordinateur trouve la combinaison optimale, c'est-à-dire les paramètres qui expliquent au mieux la relation entre les données.

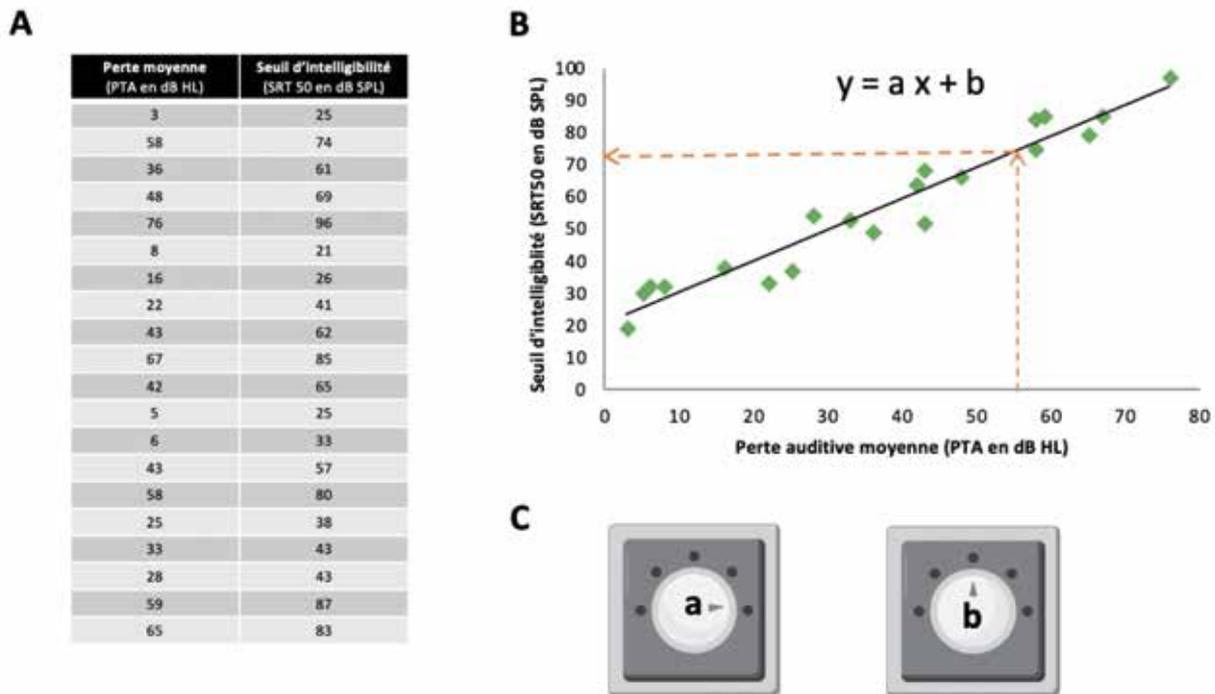


Figure 1 : Illustration schématique du Machine Learning. A. Données de perte auditive moyenne (dB HL) et seuils d'intelligibilité (dB SPL). B. Représentation graphique des données en A, avec une droite de régression (ligne noire), permettant d'inférer la valeur de seuil d'intelligibilité pour une perte auditive moyenne de 55 dB HL (ligne pointillée rouge). C. Représentations de l'ajustement des valeurs des variables, a et b figurant dans l'équation de la droite de régression en B.

Une fois notre modèle entraîné, ce dernier peut être utilisé pour prédire des mesures inconnues. Cette capacité de prédiction est l'un des objectifs majeurs du machine learning.

Le machine learning permet donc de trouver les relations mathématiques complexes qui existent entre différentes grandeurs et données afin d'effectuer des prédictions les plus précises possible.

En pratique, le machine learning est bien évidemment utilisé principalement pour résoudre des problèmes complexes, très éloignés de notre exemple simpliste. Afin d'illustrer la complexité que peut revêtir le machine learning, nous allons exposer différents exemples d'application de l'IA dans le domaine médical. Ces dernières années, les radiologues ont testé l'apport du machine learning en imagerie médicale, par exemple pour l'identification du cancer du sein en échographie (Shen et al., 2021). En effet, l'interprétation de l'échographie mammaire demeure une tâche difficile nécessitant une certaine expertise car les radiologues doivent évaluer les images échographiques à l'aide de différentes caractéristiques qui varient considérablement d'un patient à l'autre: la taille, la forme, la marge, l'échogénicité, les caractéristiques acoustiques postérieures et l'orientation des lésions. Au final, les radiologues doivent déterminer si les résultats de l'imagerie sont bénins, s'ils nécessitent une imagerie de suivi à court terme ou si une biopsie est nécessaire en raison d'une suspicion de malignité. Ces recommandations varient considérablement en fonction du radiologue et peuvent parfois mener à des décisions incorrectes. Les résultats de l'étude menée à l'hôpital universitaire de New York (NYU Langone Health) soulignent qu'avec l'aide de l'IA, les radiologues réduisent leur taux de faux positifs de 37,3%, tout en conservant le même niveau de sensibilité. L'IA permet en effet d'améliorer la précision, la cohérence et l'efficacité du diagnostic. Mais comment ça marche ?

En fait, dans ce cas précis, l'IA utilise la reconnaissance d'image qui consiste à créer des algorithmes auxquels on présente en entrée des images, et dont le but est de prédire en sortie ce que représentent les images. Les algorithmes doivent être capable

de prendre en compte de nombreuses données d'entrées, et surtout de capturer les relations complexes qui existent entre les entrées et les sorties. C'est là qu'interviennent les réseaux de neurones artificiels.

LE MACHINE LEARNING UTILISE LA PUISSANCE COMPUTATIONNELLE DES RÉSEAUX DE NEURONES ARTIFICIELS

Les réseaux de neurones sont parfaitement adaptés pour résoudre ce genre de problème complexe car ils sont capables d'apprendre et de modéliser les relations complexes entre les entrées et les sorties, pour permettre de faire des généralisations et des prédictions, de révéler des relations cachés, ainsi que de modéliser des données très volatiles ou des événements rares.

Le nom et la structure des réseaux de neurones sont inspirés du fonctionnement du cerveau humain, et imitent la façon dont les neurones biologiques se comportent les uns par rapport aux autres. Un neurone artificiel est une fonction mathématique qui imite schématiquement le fonctionnement physiologique d'un vrai neurone. Chaque neurone artificiel a de multiples entrées (équivalent des dendrites) afin de recevoir les signaux électriques d'autres neurones qui lui sont connectés, et possède également une terminaison principale (équivalent de l'axone) qui lui permet d'envoyer un signal à d'autres neurones (en sortie). Le neurone artificiel réalise ainsi une opération binaire : i) si les signaux d'entrée sont supérieurs à une valeur déterminée, appelée valeur seuil, le neurone va envoyer un signal électrique en sortie ; ii) si les signaux d'entrée ne dépassent pas la valeur seuil spécifiée, le neurone va rester au repos, et n'enverra aucun signal le long de son axone.

Afin d'illustrer cela, imaginons un neurone artificiel qui comprendrait plusieurs entrées : x_1, x_2, x_3 allant jusqu'à x_n (Figure 2). Chaque entrée possède un poids et une valeur associée. Le neurone réalise ensuite la somme pondérée de ses entrées, en fonction des poids et des entrées du neurone. Cette somme pondérée peut être modifiée par une fonction que l'on appelle fonction d'activation (par exemple, une fonction sigmoïde). Cette fonction d'activation peut permettre d'introduire des non-linéarités pour la modélisation de relations complexes entre les entrées et les sorties. Le neurone artificiel peut donc être résumé schématiquement par une fonction mathématique comprenant de nombreuses données d'entrées et dont le but est de prendre une décision binaire en sortie. Cette fonction mathématique peut être ajustée en modifiant le poids des entrées et la valeur de seuil spécifiée.

La difficulté, c'est qu'un seul et unique neurone ne suffit pas pour rendre compte de relations complexes. Aussi, comme dans un cerveau humain, il est possible d'associer les neurones artificiels pour créer des réseaux neuronaux, également appelés réseaux neuronaux artificiels (ANN; Nielsen, 2015). Un réseau de neurones artificiels est constitué de couches de neurones - une ou plusieurs couches d'entrée, de sortie, ainsi que des couches intermédiaires. Le réseau contient alors autant de valeurs de poids et de seuils que de neurones individuels. Les réseaux de neurones artificiels sont très polyvalents et peuvent s'adapter à différents types d'entrées et de sorties. Leur principe de fonctionnement est similaire à l'exemple précédent, de l'audiologiste qui présente des données d'entrées à un ordinateur. Les paramètres du réseau (poids et seuils) s'ajustent automatiquement pour trouver la meilleure combinaison d'algorithmes et de paramètres pour permettre de décrire le lien entre les données lors d'une phase appelée phase d'apprentissage.

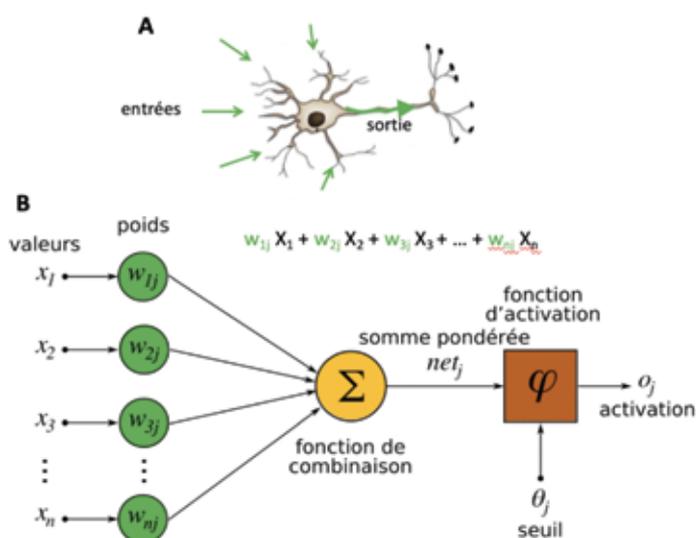


Figure 2 : Illustration du fonctionnement des neurones artificiels en IA. A. Exemple d'un neurone physiologique, représentant des entrées au niveau des dendrites et une sortie sur l'axone. B. Représentation de la fonction mathématique d'un neurone artificiel, qui peut être intégré au sein d'un réseau de neurones.



ReSound OMNIA

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

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



 GN HEARING FRANCE

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

Le modèle ainsi créé est ensuite testé afin de s'assurer de la qualité des prédictions. De nouvelles données que le modèle n'a jamais vues sont présentées au modèle et les prédictions réalisées par le modèle en sortie sont comparées aux valeurs réelles. Cette mesure de la précision du modèle, c'est-à-dire de sa capacité à prédire les données réelles, est essentielle pour permettre aux chercheurs de déterminer s'il faut arrêter ou continuer la phase d'apprentissage (phase de 'training'). L'un des inconvénients des réseaux de neurones artificiels comparativement à une relation linéaire telle qu'illustrée dans l'exemple précédent, est que les modèles mathématiques obtenus après entraînement peuvent parfois être très complexes... et donc difficilement interprétables.

Une autre difficulté que les chercheurs et data scientists rencontrent fréquemment lors de l'utilisation de réseaux de neurones artificiels est le très grand nombre de paramètres qu'il convient d'ajuster (dépendant du nombre de neurones individuels et du nombre de couches présentes dans le modèle). La phase d'apprentissage peut s'avérer être très longue... et parfois l'entraînement du modèle est impossible lorsque le modèle contient un trop grand nombre de paramètres et de couches de neurones. En effet, plus on a de neurones dans les couches intermédiaires, plus le réseau est a priori polyvalent et puissant. Toutefois, plus il devient compliqué à entraîner et plus l'ajustement des paramètres est complexe. De plus, le grand nombre de paramètres fait qu'il a tendance à représenter les données de manière trop parfaite ("over fitting"), ce qui induit une capacité réduite à prédire des données nouvelles et diminue la précision du modèle. En pratique, les chercheurs se limitent souvent en machine learning à des structures ou architectures simples, avec par exemple 3 couches de neurones seulement : une couche d'entrée, une couche intermédiaire et une couche de sortie.

Cependant, la résolution de tâches nécessitant un grand nombre de données d'entrée telle que la reconnaissance d'image peut s'avérer complexe en utilisant du machine learning, dont les structures restent simples. Par exemple, si l'on souhaite créer un algorithme capable de détecter un neurinome de l'acoustique à partir d'une IRM cérébrale, l'entrée du réseau de neurone (image de l'IRM) peut contenir des milliers de pixels. Cela fait alors autant d'entrées dans le réseau, ce qui complexifie fortement le modèle et rend l'apprentissage extrêmement difficile. En d'autres mots, un modèle de machine learning traditionnel ne peut avoir en entrée l'intégralité des images brutes d'une IRM car le modèle serait trop compliqué à entraîner.

Une technique usuelle utilisée par les chercheurs pour résoudre la problématique précédente repose sur la réalisation d'une étape intermédiaire, au cours de laquelle les caractéristiques essentielles de l'image sont extraites. Ces « caractéristiques intermédiaires », c'est-à-dire les informations clés de l'image, visent à extraire les principaux éléments distinctifs de la pathologie recherchée, telle que le ferait un radiologue dans notre exemple précédent (Figure 3).

Pour la détection du neurinome de l'acoustique, les radiologues se basent sur certaines caractéristiques clés, notamment le diamètre du nerf auditif, la prise de contraste après injection de gadolinium, la comparaison de l'imagerie des deux angles pontocérébelleux.

La solution en machine learning classique pour faire de la reconnaissance d'image est d'extraire des caractéristiques clés de l'image en faisant ce qu'on appelle une abstraction de l'image. Ces caractéristiques sont ensuite fournies aux réseaux de neurones artificiels. Cela permet de réduire considérablement le nombre d'entrées fournies au réseau, et rend alors la phase d'apprentissage possible.

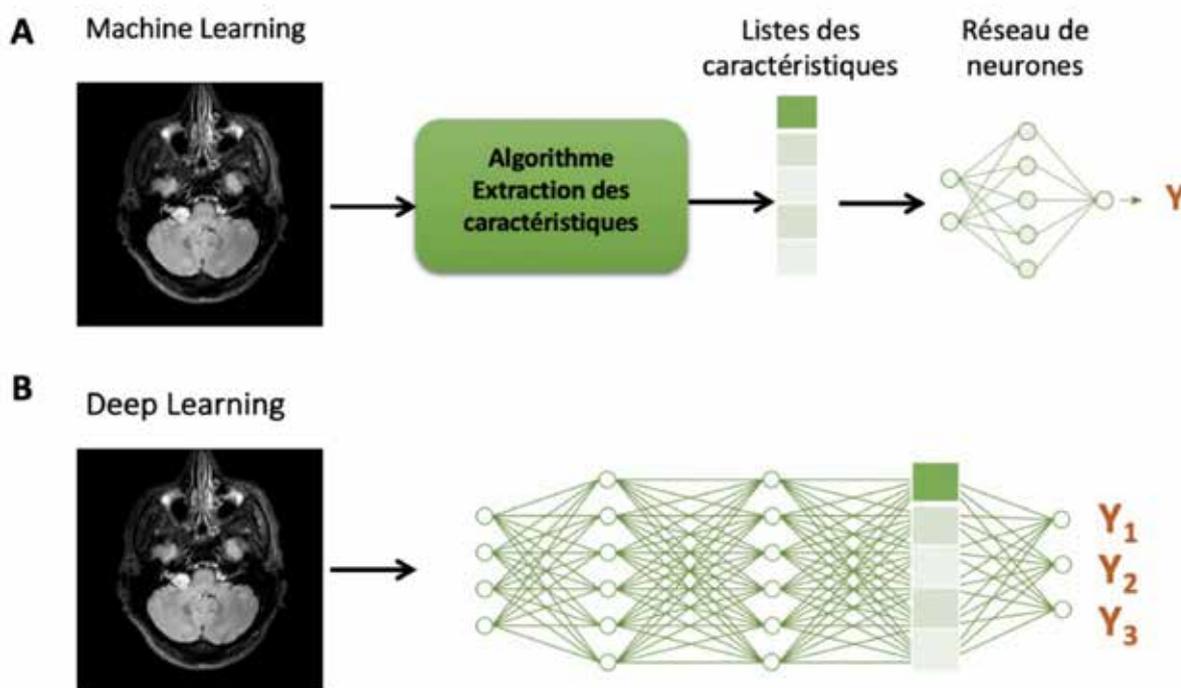


Figure 3 : Illustration des réseaux de neurones artificiels. A. Illustration du modèle de machine learning pour la reconnaissance d'image, avec une étape intermédiaire, celle d'abstraction de l'image. B. Illustration du modèle de deep learning pour la reconnaissance d'image avec de nombreuses couches de neurones artificiels.

Cette étape intermédiaire est cruciale car elle impacte directement la qualité du modèle que l'on va obtenir et donc influe directement sur sa précision. Ainsi, pour obtenir un réseau fiable et précis, cette abstraction doit être faite par un expert - une personne qui extrait et/ou annote les informations clés de l'image, avant de les fournir au réseau. C'est donc cet expert qui réalise une grande partie du travail 'd'intelligence'. Par conséquent, le modèle est entraîné sur un petit ensemble de données composées de plusieurs centaines ou milliers d'images, annotés manuellement par des experts du domaine.

Toutefois, cette réduction de l'information initiale, en plus du travail titanesque qu'elle représente pour l'extraction des caractéristiques essentielles, peut poser différents problèmes :

- i) les modèles entraînés ainsi pourraient ne pas être capables d'interpréter correctement les caractéristiques parfois très diverses des images observées dans la pratique clinique ;
- ii) la variabilité d'annotation entre les experts peut conduire à des erreurs du modèles ;
- iii) la diminution générale de l'information fournie au réseau peuvent conduire à des modèles imprécis.

LE DEEP LEARNING S'AFFRANCHIT DES PROBLÉMATIQUES OBSERVÉES EN MACHINE LEARNING

Le *deep learning* - modèle d'apprentissage profond avec des réseaux neuronaux profonds (deep neural networks, DNN, Figure 3; Bengio et al., 2017) a été créé pour pallier aux problèmes rencontrés en machine learning. L'idée ambitieuse du deep learning est de sauter cette étape intermédiaire d'extraction des caractéristiques essentielles à partir des données brutes. Alors pourquoi le deep learning réussit-il là où le machine learning échoue ?

Après la phase d'apprentissage, des chercheurs ont montré qu'avec des réseaux neuronaux profonds en deep learning, certaines couches du réseau contiennent de façon surprenante les caractéristiques essentielles, c'est-à-dire tous les éléments clés de l'image qui peuvent être nécessaire pour permettre de la reconnaître (Jang et Cho, 2019). En effet, le modèle créé lui-même cette phase d'extraction des caractéristiques intermédiaires. Dans le cas de l'exemple de détection d'un neurinome de l'acoustique, cela signifie en fait que l'on n'a plus besoin de fournir « manuellement » au modèle les informations qui permettent à l'expert du domaine d'identifier la présence d'un neurinome (localisation, prise de contraste éventuelle, caractéristiques morphologiques, ...).

La grande question est pourquoi le deep learning, qui nécessite d'entraîner un réseau comprenant de nombreuses couches de neurones et de nombreuses entrées, fonctionnerait-il aujourd'hui ?

Plusieurs raisons peuvent l'expliquer :

- i) la puissance de calcul des GPU et des cartes graphiques a considérablement augmenté, permettant de résoudre des problèmes sensiblement plus complexes.
- ii) les architectures des réseaux de neurones ont également grandement progressé, et la compréhension des mécanismes impliqués dans le fonctionnement des réseaux neuronaux du cerveau s'est améliorée.

- iii) la quantité de données disponibles pour l'entraînement des modèles s'est considérablement accrue.

En pratique, les modèles de deep learning, contrairement à l'humain, nécessitent un très grand nombre d'exemples (des centaines de milliers, voir des millions) afin d'apprendre à réaliser une tâche donnée pour pouvoir faire des prédictions correctes.

Dans l'exemple de détection du neurinome de l'acoustique, il faudrait donc disposer d'une base de données conséquente, contenant les IRM de milliers de patients, qui auraient été préalablement classifiées. Lorsque toutes ces données sont fournies à un algorithme de deep learning, le modèle extrait lui-même automatiquement les caractéristiques essentielles qui font qu'un neurinome de l'acoustique est un neurinome de l'acoustique. Après entraînement de ce réseau, comprenant parfois plus d'une centaine de couches et plusieurs millions de neurones, le modèle va être capable de définir les paramètres, ainsi que la relation

mathématique qui existe entre les pixels des images fournies en entrée et la catégorie 'neurinome de l'acoustique' en sortie. Ainsi, le modèle pourra guider les radiologues en fournissant une information sur la présence potentielle ou non d'un neurinome de l'acoustique. Les dernières performances de l'IA obtenue grâce au deep learning pour l'interprétation d'images échographie et radiographiques sont maintenant assez spectaculaires (sensibilité de 99,5%; Suzuki, 2017; Lundervold et Lundervold, 2019).

COMPLÉMENTARITÉ ESSENTIELLE ENTRE LES PROFESSIONNELS DE SANTÉ ET L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE

L'intelligence artificielle commence à être communément utilisée pour la réhabilitation auditive par les fabricants d'aides auditives (e.g., Werminghaus et al., 2022). Dans les années à venir, l'IA pourrait également fluidifier le parcours patient, en modifiant sensiblement les pratiques cliniques actuelles au sein des cabinets d'ORL et d'audioprothésiste.

En otologie et en audiologie clinique, les modèles d'IA sont de plus en plus présents dans des revues scientifiques, sous forme d'algorithmes permettant de réaliser des examens audiologiques et ou audiométriques de façon automatisée (e.g., Mahomed et al., 2013; Cox and de Vries, 2015; Song et al., 2015; 2017; Schlittenlacher et al., 2018; Barbour et al., 2019). L'IA peut en effet beaucoup apporter au monde de l'audition, et permettre :

- i) une amélioration considérable de la précision et la répétabilité des explorations fonctionnelles auditives,
- ii) une démocratisation des examens audiologiques complémentaires développés en recherche fondamentale afin d'améliorer le phénotypage du patient, et sa prise en charge (mesures de perception binaurale, ou de perception de modulations - indices clés pour la compréhension de la parole; Lorenzi et al., 2006; 2009; Paraouty et al., 2016; 2018; Wallaert et al., 2016; 2017; 2018).

L'IA appliquée à la médecine est une technologie qui peut potentiellement sembler disruptive. Toutefois, une bonne compréhension de la part des praticiens des principes de base et des mécanismes computationnels impliqués dans la création des réseaux de neurones profonds est fondamentale pour permettre une utilisation raisonnée et éthique en pratique

« L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE COMMENCE À ÊTRE COMMUNÉMENT UTILISÉE POUR la réhabilitation auditive par les fabricants d'aides auditives. » »

clinique. Aujourd'hui, il est nécessaire d'avoir une réflexion approfondie sur l'utilisation de ces réseaux de neurones profonds en incluant les chercheurs, les professionnels de santé, ainsi que pouvoirs publics.

Un récent article scientifique (Hwang et al., 2019) a comparé les performances d'un algorithme d'IA de lecture de radiographies thoraciques aux performances d'une quinzaine de médecins. Les résultats suggèrent que les performances des radiologues sont très bonnes mais celles des radiologues associés à l'IA sont quant à elles excellentes. Ces résultats renforcent l'idée de complémentarité entre les professionnels de santé et les méthodes d'IA. L'utilisation raisonnée des algorithmes d'IA, main dans la main avec les professionnels de santé, devient par ailleurs aujourd'hui indispensable pour améliorer la qualité des soins et transformer notre système de santé, notamment dans un contexte où le temps médical est précieux... et limité.

Pour mettre en œuvre avec succès les nouvelles solutions d'IA en pratique clinique, les professionnels de santé doivent non seulement avoir une compréhension de cette nouvelle technologie mais également connaître ses limites.

En outre, les outils et algorithmes offerts par l'IA doivent être associés à des mesures de performance rigoureuses, à un suivi continu, à un retour d'information et à une responsabilisation de tous les acteurs du domaine afin de garantir le succès de l'IA en clinique (Larson et Boland, 2019). La protection des données de patients est aujourd'hui plus que jamais primordiale car l'utilisation et le stockage de ces données font partie intégrante de ces nouvelles technologies. Enfin, malgré les avantages majeurs offerts par l'utilisation de l'IA dans le domaine médical, il est important de rappeler la possibilité d'erreur des modèles d'IA. Même si cette possibilité est parfois plus faible comparativement à la possibilité d'erreur humaine (e.g. fatigue, inattention, ...), il est toutefois crucial de rester vigilant et de ne pas se conformer aveuglément aux résultats fournis par une IA.

En résumé, l'IA appliquée de façon raisonnée et éthique à la médecine va permettre aujourd'hui d'améliorer la précision des diagnostics des patients, de diminuer la variabilité des recommandations de suivi et de traitement, et de diminuer les coûts des soins en libérant du temps médical pour les praticiens.

Dans le domaine de l'otologie et l'audiologie clinique, les solutions concrètes apportées par l'IA permettront d'adresser le nombre croissant de nouveaux patients. Aujourd'hui, les soins de santé auditive ne peuvent que difficilement continuer à reposer sur des procédures chronophages, et des mesures partielles des capacités auditives. Il est donc capital de faire évoluer le monde de l'audiologie vers un avenir où l'IA apportera un soutien essentiel à la vérification d'hypothèses, au développement de thérapies nouvelles et proactives, pour améliorer la prise en charge des patients souffrant de surdité.

RÉFÉRENCES

- Chan, H. P., Samala, R. K., Hadjiiski, L. M., & Zhou, C. (2020). Deep learning in medical image analysis. *Deep Learning in Medical Image Analysis*, 3-21.
- Deng, L., & Liu, Y. (Eds.). (2018). *Deep learning in natural language processing*. Springer.
- Devlin, J., Chang, M. W., Lee, K., & Toutanova, K. (2018). Bert: Pre-training of deep bidirectional transformers for language understanding. *arXiv preprint arXiv:1810.04805*.
- Hinton, G., Deng, L., Yu, D., Dahl, G. E., Mohamed, A. R., Jaitly, N., ... & Kingsbury, B. (2012). Deep neural networks for acoustic modeling in speech recognition: The shared views of four research groups. *IEEE Signal processing magazine*, 29(6), 82-97.

- Hwang, E. J., Park, S., Jin, K. N., Im Kim, J., Choi, S. Y., Lee, J. H., ... & Park, C. M. (2019). Development and validation of a deep learning-based automated detection algorithm for major thoracic diseases on chest radiographs. *JAMA network open*, 2(3), e191095-e191095.
- Bengio, Y., Goodfellow, I., & Courville, A. (2017). *Deep learning* (Vol. 1). Cambridge, MA, USA: MIT press.
- Jang, H. J., & Cho, K. O. (2019). Applications of deep learning for the analysis of medical data. *Archives of pharmaceutical research*, 42(6), 492-504.
- Kim, K. M., Heo, T. Y., Kim, A., Kim, J., Han, K. J., Yun, J., & Min, J. K. (2021). Development of a fundus image-based deep learning diagnostic tool for various retinal diseases. *Journal of Personalized Medicine*, 11(5), 321.
- Larson, D. B., & Boland, G. W. (2019). Imaging quality control in the era of artificial intelligence. *Journal of the American College of Radiology*, 16(9), 1259-1266.
- Lesica, N. A., Mehta, N., Manjaly, J. G., Deng, L., Wilson, B. S., & Zeng, F. G. (2021). Harnessing the power of artificial intelligence to transform hearing healthcare and research. *Nature Machine Intelligence*, 3(10), 840-849.
- Levitt, H. (2007). A historical perspective on digital hearing aids: how digital technology has changed modern hearing aids. *Trends in amplification*, 11(1), 7-24.
- Lorenzi, C., Debruille, L., Garnier, S., Fleuriot, P., & Moore, B. C. (2009). Abnormal processing of temporal fine structure in speech for frequencies where absolute thresholds are normal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(1), 27-30.
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., & Moore, B. C. (2006). Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 103(49), 18866-18869.
- Lundervold, A. S., & Lundervold, A. (2019). An overview of deep learning in medical imaging focusing on MRI. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 29(2), 102-127.
- Nielsen, M. A. (2015). *Neural networks and deep learning* (Vol. 25). San Francisco, CA, USA: Determination press.
- Paraouty, N., Ewert, S. D., Wallaert, N., & Lorenzi, C. (2016). Interactions between amplitude modulation and frequency modulation processing: Effects of age and hearing loss. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 140(1), 121-131.
- Paraouty, N., Stasiak, A., Lorenzi, C., Varnet, L., & Winter, I. M. (2018). Dual coding of frequency modulation in the ventral cochlear nucleus. *Journal of Neuroscience*, 38(17), 4123-4137.
- Shen, Y., Shamout, F. E., Oliver, J. R., Witowski, J., Kannan, K., Park, J., ... & Geras, K. J. (2021). Artificial intelligence system reduces false-positive findings in the interpretation of breast ultrasound exams. *Nature communications*, 12(1), 1-13.
- Suzuki, K. (2017). Overview of deep learning in medical imaging. *Radiological physics and technology*, 10(3), 257-273.
- Ting, D. S., Liu, Y., Burlina, P., Xu, X., Bressler, N. M., & Wong, T. Y. (2018). AI for medical imaging goes deep. *Nature medicine*, 24(5), 539-540.
- Yu, D., & Deng, L. (2016). *Automatic speech recognition* (Vol. 1). Berlin: Springer.
- Zeng, F. G., Rebscher, S., Harrison, W., Sun, X., & Feng, H. (2008). Cochlear implants: system design, integration and evaluation. *IEEE Rev Biomed Eng.* 2008; 1 (1): 115-42. PMID: 19946565.
- Wallaert, N., Moore, B. C., & Lorenzi, C. (2016). Comparing the effects of age on amplitude modulation and frequency modulation detection. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 139(6), 3088-3096.
- Wallaert, N., Moore, B. C., Ewert, S. D., & Lorenzi, C. (2017). Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 141(2), 971-980.
- Wallaert, N., Varnet, L., Moore, B. C., & Lorenzi, C. (2018). Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 144(2), 720-733.
- Werminghaus, M., Schatton, D., Thyson, S., Gnadlinger, F., Schröder, M., Richter, J., & Klenzner, T. (2022). How artificial intelligence can be used in hearing therapy—Adaptive Difficulty Adjustment in Digital Auditory Training. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 101(S 02).



**SOUND
SEN-
SATION**

The MED-EL Music Festival

Festival de musique MED-EL

Samedi 8 octobre 2022

MED-EL organise le festival virtuel de musique SOUND SENSATION. Cet événement regroupe des chanteurs et musiciens amateurs du monde entier qui ont une chose en commun : l'amour de la musique malgré leur perte auditive. Festival ouvert à tous, rejoignez-nous !

Programme et informations sur :
<https://medelfr.wixsite.com/soundsensation>



Auteurs

Louis Reynouard,
Christophe Vincent,
Christian Renard,
Mathieu Robier,
Julie Bestel

ANALYSE DES DONNÉES COLLECTÉES LORS D'UNE ÉTUDE OBSERVATIONNELLE MENÉE CHEZ DES ADULTES AVEC LE TEST VRB

INTRODUCTION : Cet article porte sur l'analyse des données collectées lors d'une étude observationnelle menée chez des adultes, avec le test VRB. Cette étude a reçu un avis favorable du Comité de Protection des Personnes Sud-Est IV, le 13 décembre 2018. Pour rappel, elle a été menée dans les centres Audilab (promoteur) et Renard, et a conduit à une base de données de 645 individus, évalués oreilles nues avec les tests d'audition suivants :

- Seuils tonals au casque aux fréquences : 500, 1000, 2000, 4000, 6000 et 8000 Hz, pour chaque oreille
- Score en pourcentage de mots corrects et en pourcentage de phonèmes corrects, en champ libre à 65 dB, sur deux listes cochléaires de Lafon
- Test VRB en champ diffus oreilles nues, 5 listes
- Test VRB en champ diffus oreilles appareillées (programme de routine, optionnel), 5 listes

En plus de ces variables audiométriques, nous avons collecté les données suivantes : sexe, âge au moment du test.

Notre étude a déjà fait l'objet de plusieurs communications et publications (notamment dans les Cahiers de l'Audition n°2 - 2022), essentiellement descriptives : distribution des seuils d'intelligibilité dans le bruit (SIB50) obtenus au VRB, étude du lien entre la PTM (calculée selon la recommandation du BIAP) et le SIB50, pour chaque grade de surdité (calculé sur la moyenne des PTM droite et gauche). Nos résultats principaux sont les suivants :

- il existe une variabilité importante des SIB50, en particulier chez le «normo-entendant».
- Sans surprise, les sujets peu performants dans le silence sont également dans le bruit, mais le lien entre PTM et SIB50 est très faible, en particulier quand on sépare chaque degré de surdité.

Dans notre base, les SIB50 se distribuent comme le résume la Figure 1.

Dans ce qui suit, nous proposons d'explorer ces données avec des outils plus puissants que ceux utilisés précédemment, qui exploitent notamment le nombre important d'observations disponibles.

L'objectif est de fournir une représentation des individus, caractérisés par des mesures audiométriques, qui rende compte «au mieux» de la variabilité inter-individuelle. Les analyses factorielles, et plus précisément l'Analyse en Composantes Principales (adaptée au traitement de variables quantitatives), permettent de construire des variables qui «résumant» l'information contenue dans les nombreuses variables de départ (14 dans notre cas), mesurées chez un grand nombre d'individus (645 dans cette étude).

INTÉRÊT DE L'ANALYSE MULTIDIMENSIONNELLE

Quand nous faisons une analyse unidimensionnelle, nous étudions les variables une par une, séparément. En deux dimensions, nous pouvons représenter une variable X en fonction d'une seconde variable Y. Une analyse classique dans ce cas peut être une étude de corrélation linéaire entre X et Y. Il s'agit alors d'une analyse multidimensionnelle, mais nous nous limitons à 2 variables à la fois.

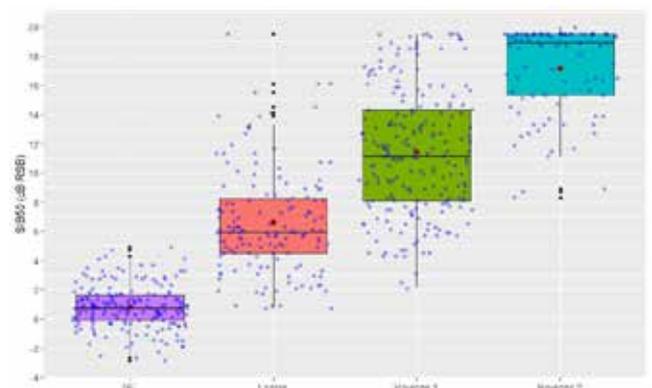


Figure 1 : Boîtes à moustaches des SIB50 obtenus avec le logiciel VRB, pour chaque degré de surdité, chez : 187 normo-entendants, 146 « surdités légères », 213 « surdités moyennes de grade 1 », 93 « surdités moyennes de grade 2 ». Sont représentés : la moyenne (rouge), la médiane (trait noir), les quartiles à 25% et 75%, l'étendue hors-atypiques et les atypiques, ainsi que l'ensemble des points

Dans cet article, nous allons aller plus loin en étudiant les relations entre plus de 2 variables à la fois. Cela pour une raison simple : nous voyons beaucoup plus de choses quand nous étudions les relations entre toutes les variables que lorsque nous les étudions une à une.

Dans le cas de notre étude, nous avons collecté des données quantitatives; la méthode d'analyse multidimensionnelle que nous allons utiliser est donc l'Analyse par composantes principales, dont voici une définition :

💡 "Une technique factorielle où l'on essaie de résumer ou regrouper les **descripteurs** dans leurs dimensions les plus importantes représentées par des variables synthétiques appelées **composantes**" (R.Rakotomalala, Pratique des Méthodes Factorielles avec Python, Université Lumière Lyon 2)

Afin de bien comprendre les termes clés de cette définition, prenons l'exemple des deux patients ci-dessous :

| Patient | Sexe | Âge | PTM | SIB50 | Tps port quotidien |
|---------|------|-----|-----|-------|--------------------|
| Jean | H | 66 | 58 | 10 | 15h |
| Martin | F | 78 | 65 | 15 | 12h |

M. Jean et Mme Martin sont les descripteurs. Ils disposent de 5 dimensions chacun (Nom, Sexe, Âge, etc.). Chaque individu est donc représenté par 5 « coordonnées », dans un espace à 5 dimensions. En tant qu'humain, il nous est très facile de nous représenter graphiquement un point (un individu) dans un espace à 2 ou 3 dimensions, mais comment les représenter lorsque le nombre de dimensions « explose » ? C'est là que l'ACP entre en jeu, en construisant un nouvel espace, aux dimensions réduites (construit grâce aux composantes) qui, en préservant au maximum les proximités entre les individus, nous permettra de les représenter.

Dans le cadre de cet article, le nombre de dimensions par patient est de 14 puisque pour chaque patient, nous disposons :

- Des seuils tonals pour le 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz pour chaque oreille
- Du nombre de phonèmes correctement répétés moyennés sur deux listes cochléaires de Lafon
- Du SIB50 sans appareil

QUELQUES NOTIONS CLÉS

Avant d'entrer dans le détail de la conception d'une analyse par composantes principales, revenons sur quelques concepts clés.

Nuage de points

Lorsque l'on représente les individus d'une population par des points dans un espace euclidien, l'ensemble de ces points est appelé **nuage de points**. Comme nous allons le voir par la suite, nous allons chercher à décrire ces nuages en répondant aux questions suivantes :

- Quelle forme ont-ils ?
- Sont-ils étalés, resserrés, denses, gros, petits ?
- Quelle est leur position ?

Un nuage étalé dans l'espace traduira par exemple des individus très différents les uns des autres. Peut-être y a-t-il des amas (ou « clusters »), au sein d'un même nuage, c'est-à-dire des zones plus denses que d'autres. Dans ce cas, cela signifie qu'il y a des groupes d'individus similaires entre eux, et plutôt différents des autres groupes. etc.

Concept d'inertie

Comme nous étudions la dispersion d'un nuage (étalé ou resserré), nous avons besoin d'une notion qui définit ce

concept : c'est la notion d'inertie, qui peut être vue comme une généralisation multidimensionnelle de la variance.

Nous pouvons retenir que l'inertie représente la dispersion de notre nuage de points autour de son centre de gravité, le barycentre. Ce dernier a pour coordonnées la moyenne sur chacune des dimensions retenues. Dans l'exemple de la Figure 2, l'abscisse du barycentre est l'âge moyen de notre échantillon et l'ordonnée est le SIB50 moyen (=chaque point représente un sujet de notre population).

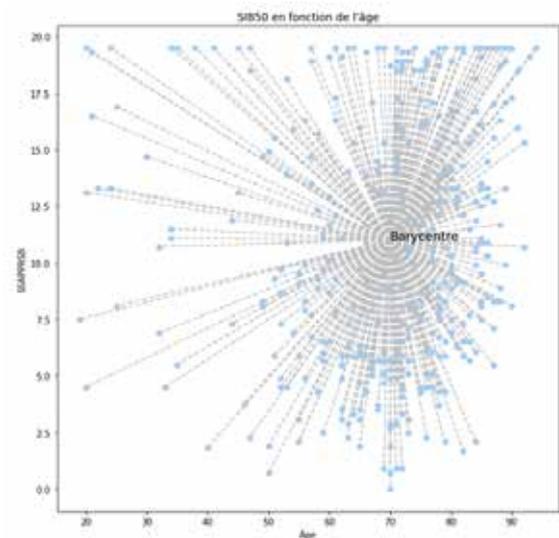


Figure 2 : Affichage des patients de l'étude en fonction de leur âge et de leur SIB50 sans appareil

LES ENJEUX DE L'ACP

Une ACP sera effectuée pour étudier :

- Les liaisons entre les variables : y a-t-il des groupes de variables très corrélées entre elles qui peuvent être regroupées en de nouvelles variables synthétiques ?
- La variabilité entre les individus, c'est-à-dire quelles sont les différences et les ressemblances entre les individus ;

Nous avons parlé précédemment du nuage de points, qui permet de représenter les individus. Comme nous l'avons déjà évoqué plus haut, la visualisation de ce nuage est compliquée, puisque notre population est caractérisée par 14 dimensions.

Pour visualiser des points dans un espace à n dimensions (avec $n > 2$) sur un plan (donc à 2 dimensions), nous effectuons une projection orthogonale. Nous parlerons ici de projection mathématique, qui nous permet de représenter des points à p dimensions dans un espace plus « petit » à q dimensions avec $q < p$. L'enjeu ici est de trouver une projection en 2 ou 3 dimensions pour faciliter l'affichage de nos données à 14 dimensions.

💡 Exemple concret : Une projection de film au cinéma est la représentation d'une image en 3 dimensions ($p = 3$) sur l'écran de la salle en 2 dimensions ($q = 2$, $q < p$). Imaginons un acteur face à la caméra. Sur l'écran de cinéma, nous pouvons facilement savoir quelle distance sépare les 2 yeux de l'acteur ou l'espacement entre ses 2 oreilles. Nous avons donc une bonne appréhension d'au moins 2 dimensions : la largeur et la hauteur. Cependant nous ne pouvons pas mesurer avec précision la distance entre le ventre de l'acteur et son dos ni même la distance entre le bout de son nez et le reste de son visage. Nous constatons donc ici une perte d'information : nous perdons l'information de la 3e dimension d'origine, la profondeur.

La problématique est donc la suivante : comment choisir les dimensions de notre espace réduit en perdant le moins d'information possible ?

Si nous conservons l'exemple du cinéma, pourquoi choisissons-nous de filmer un acteur de face plutôt que de dessus ? Morphologiquement, l'être humain est allongé : notre hauteur est plus grande que notre largeur. Ainsi, l'image d'un acteur sera plus allongée, étalée, s'il est filmé de face plutôt que d'en haut.

L'inertie, que nous avons introduite précédemment, représente « l'étalement » de du nuage de points. Pour atteindre nos objectifs d'ACP, nous devons trouver la projection pour laquelle l'inertie des points est maximale.

DÉFINIR LES ESPACES QUE NOUS ALLONS UTILISER

L'inertie caractérise donc la tendance des points à être éloignés les uns des autres. En maximisant l'espacement entre les points, nous conserverons les ressemblances/différences entre les individus, tout en conservant un maximum de l'information initiale.

Calcul des composantes principales

Le nouveau repère dans lequel nous allons projeter les individus sera décrit par une succession de q variables synthétiques appelées **composantes principales** ou **axes principaux d'inertie**. Pour imaginer la construction des composantes principales, nous allons ci-dessous utiliser un échantillon fictif d'une petite population de patients :

| Nom patient | Sexe | Âge | PTM | SIB50 |
|-------------|------|-----|-----|-------|
| Jean | H | 66 | 58 | 10 |
| Martin | F | 78 | 65 | 15 |
| Dupont | F | 87 | 63 | 13 |
| John | F | 67 | 56 | 13 |
| Dupond | H | 34 | 15 | 2 |
| Azerty | H | 53 | 20 | 6 |
| Henri | F | 90 | 70 | 19 |
| Guy | H | 98 | 59 | 16 |

Nous pouvons afficher cet échantillon en fonction de 2 dimensions, par exemple l'âge et la PTM (Figure 3). Nous affichons également le barycentre de cette représentation.

Nous allons maintenant « construire » chacune de nos composantes principales en suivant les 3 étapes ci-dessous :

1. La première composante F1, ou premier axe principal d'inertie, est construite de manière à maximiser la dispersion des points lorsqu'ils y sont projetés. La variance associée à F1 indique son pouvoir explicatif, elle correspond à une fraction de l'inertie totale. La composante est centrée, c'est-à-dire de moyenne nulle.
2. La seconde composante F2 procède de la même manière, mais sur l'information résiduelle, non expliquée par F1, et lui est orthogonale. Elle vient compléter l'information restituée. Sa variance indique toujours la qualité de représentation qu'elle porte. L'addition des variances des deux premières composantes indique leur pouvoir de représentation lorsqu'elles sont combinées.
3. La troisième vient compléter les deux premières...

Nous avons restitué toute l'information disponible lorsque le nombre de composantes (q) considérées est égal au nombre de dimensions de la base. La somme des variances des facteurs est alors égale à l'inertie totale.

💡 La compression de notre repère sera d'autant meilleure qu'un nombre (q) faible de facteurs permet de reproduire une fraction importante de l'information initiale.

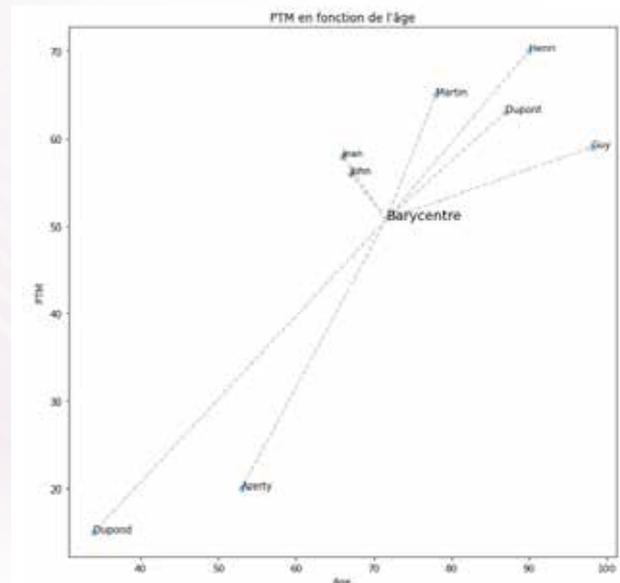


Figure 3 : Affichage de la population test en fonction de l'âge et de la PTM

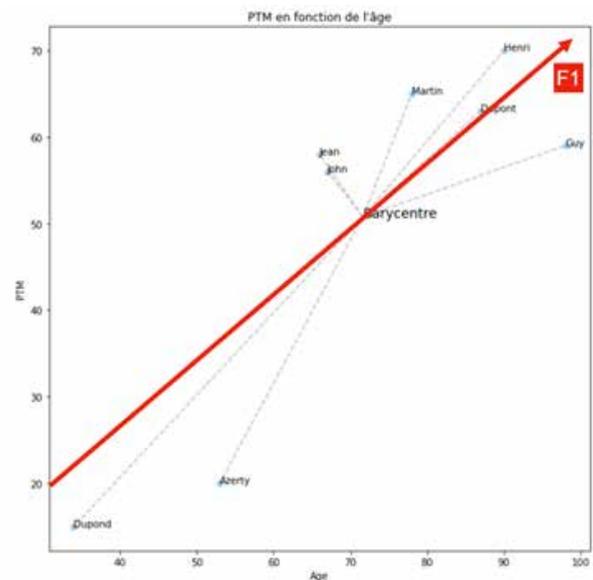


Figure 4 : Construction du premier axe d'inertie F1

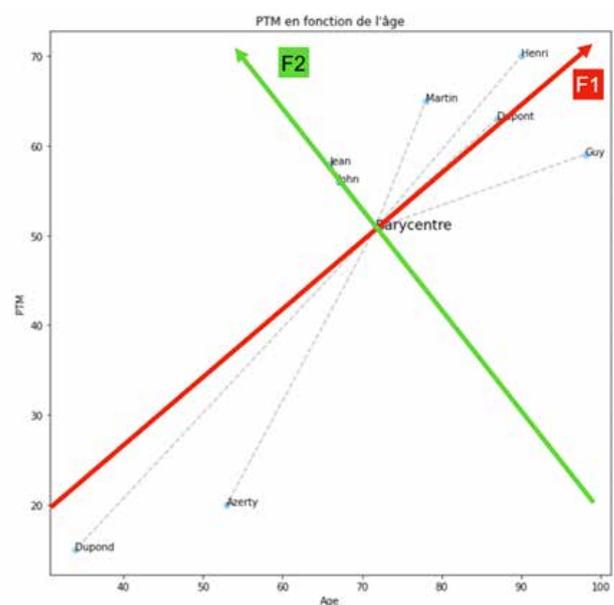


Figure 5 : Construction du deuxième axe d'inertie F2

Oticon

Profitez d'une audiologie incomparable pour enrichir l'expérience d'écoute de tous vos patients



Oticon
BrainHearing™
Technology



Grâce à notre portfolio de produits complet, nous rendons nos technologies de pointe BrainHearing™ qui soutiennent le **processus naturel de l'audition** dans le cerveau, accessible à tous vos clients, quels que soient **le degré de perte auditive et l'âge**.

Comparer nos variables

Dans notre population, les unités diffèrent d'une dimension à une autre. Par exemple, la colonne «âge» est exprimée en années et la colonne PTM est exprimée en dB HL. Pour pouvoir étudier les liaisons entre nos variables, il faut qu'elles soient de même moyenne et de même écart-type. Pour obtenir cela, nous centrons et réduisons nos données avant de démarrer le calcul des composantes principales. Une ACP utilisant des variables centrées et réduites est dite **normée**. Par la suite, lorsque nous parlerons d'ACP, nous sous-entendrons qu'il s'agit d'une ACP normée.

Représentations graphiques de l'ACP

Reprenons les deux objectifs fixés par l'ACP et tâchons de définir les espaces et les formats de représentation correspondants :

1. Pour étudier les liaisons entre les variables (et au besoin, regrouper les variables liées en nouvelles variables synthétiques pour réduire le nombre de variables de départ) :

- Nous «transposons» la représentation graphique vue précédemment. Chaque ligne correspond alors à une dimension, et chaque colonne à un point.
- Chaque variable est représentée par un point dans R^n , qui aura donc autant de dimensions que d'individus (n), et autant de points que de variables (p).
- Représenter le nuage de variables dans cet espace apporte certains avantages très intéressants. Si l'on prend deux points (correspondant donc à 2 variables u et v), et que l'on calcule l'angle uOv (où O est l'origine du repère), alors cet angle (plus précisément son cosinus) est lié au coefficient de corrélation des variables u et v .
- Pour cette raison, on préfère représenter les points par des flèches : il est en effet plus simple visuellement de regarder un angle entre deux flèches.

2. Pour étudier la variabilité inter-individus (ressemblances et différences) :

- Si notre échantillon a p variables quantitatives, alors on se place dans un espace à p dimensions, et nous plaçons les individus dans cet espace.
- Chaque individu est donc représenté par un point dans l'espace R^p à p dimensions qui contient n individus.
- Pour placer chaque point, nous considérons que chaque colonne de notre échantillon correspond à une dimension, et nous plaçons les individus en fonction de leurs coordonnées dans R^p . L'ensemble des points placés dans l'espace R^p forme le **nuage des individus**, noté N_i .
- Pour répondre à l'objectif numéro 1 (étudier la variabilité des individus), on recherche alors les axes d'inertie maximum de R^p , comme nous venons de le voir

À ce stade, nous disposons donc de 2 espaces totalement différents : R^n et R^p . Le premier est à n dimensions et contient le nuage des variables N_k , et l'autre est à p dimensions et contient le nuage d'individus N_i . Dans chacun des 2 espaces, nous recherchons les axes principaux d'inertie. Dans R^p , nous avons vu que nous pouvions considérer les axes principaux comme de nouvelles variables calculables à partir des variables initiales. Maintenant, si nous plaçons ces nouvelles variables dans R^n , alors celles-ci coïncideraient exactement avec les axes principaux d'inertie du nuage des variables N_k .

Autrement dit, étudier les axes d'inertie des **individus** est équivalent à étudier les axes principaux d'inertie des **variables**!

💡 Ce résultat est très important en ACP. Il nous dit que, quand on analyse un échantillon, étudier les individus ou étudier les variables, c'est en fait étudier deux facettes d'une même chose. Il y a donc une dualité.

REPRÉSENTATIONS ET ÉTUDE DE NOTRE ÉCHANTILLON

Pour nos 2 objectifs, nous allons donc créer 2 graphiques, chacun à 2 dimensions :

1. Pour l'objectif 1, ce sera la projection du nuage des variables N_k sur le premier plan factoriel, appelé le cercle des corrélations.
2. Pour l'objectif 2, ce sera la projection du nuage des individus N_i sur les 2 premiers axes d'inertie, c'est-à-dire sur le premier plan factoriel.

À partir de maintenant, nous allons travailler sur les données issues de notre étude. Nous appliquerons les concepts précédemment abordés sur notre population puis nous analyserons les résultats ainsi obtenus.

Les calculs ont été réalisés en Python, à l'aide de la bibliothèque `fanalysis`. Après calcul des 5 premières composantes principales, nous obtenons la répartition de la restitution de la variance suivante :

| Composante | Valeur brute | Prop inertie (%) | Prop inertie cumulée (%) |
|------------|--------------|------------------|--------------------------|
| F1 | 6,49 | 46,36 | 46,36 |
| F2 | 3,56 | 25,42 | 71,78 |
| F3 | 0,92 | 6,56 | 78,34 |
| F4 | 0,65 | 4,62 | 82,96 |
| F5 | 0,58 | 4,17 | 87,13 |

Cercle des corrélations

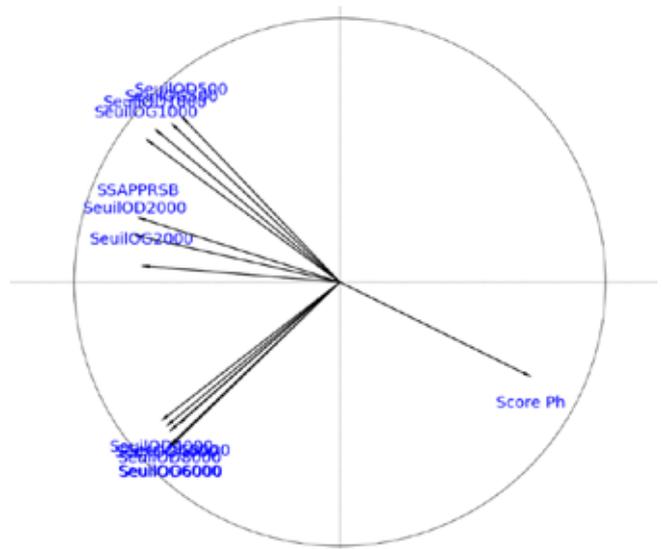


Figure 6 : Cercle des corrélations, 1^{er} plan factoriel

Repartons ici de l'objectif numéro 1 : étudier les liaisons entre les variables. On va donc chercher à savoir s'il y a des groupes de variables qui sont fortement corrélées entre elles.

La projection des flèches sur la figure ci-dessus représente le coefficient de corrélation, compris entre -1 et 1, entre les variables d'entrée et nos composantes principales.

- Nous retrouvons dans le cercle de corrélation, tracées dans le premier plan factoriel, les 14 dimensions de notre échantillon, qui sont pour rappel : les seuils tonals pour le 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz pour chaque oreille
- Le nombre de phonèmes correctement répété durant la vocale dans le bruit (Score Ph)
- Le SIB50 sans appareil (SSAPPRSB)

Interprétation de l'axe F1

Nous voyons que les variables les plus corrélées à F1 sont :

- Négativement les valeurs de tonale et le SIB50
- Positivement le score phonème

Nous retrouvons un résultat connu en clinique : de manière générale, des seuils tonals et un SIB50 élevés vont de pair avec un score en vocale dans le silence faible. Le fait que toutes les variables de départ (seuils tonals, SIB50 et scores en vocale dans le silence) aient toutes une corrélation assez forte (en valeur absolue) avec le premier facteur F1 est un résultat assez «classique» de l'ACP : on dit que F1 est un axe de «taille». Il est une combinaison linéaire de l'ensemble des variables de départ, qui sont toutes «plus ou moins» corrélées entre elles. On va donc logiquement le rattacher à la notion de degré de «surdité». En devenant de plus en plus négatif, F1 marquera donc une surdité de plus en plus marquée.

Interprétation de l'axe F2

Par construction, F2 est orthogonal à F1 : il rend compte de corrélations non restituées par F1. Nous trouvons que les variables les plus corrélées à F2 sont :

- Négativement les valeurs de tonale pour les hautes fréquences (4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz)
- Positivement les valeurs de tonale pour les basses fréquences (500 Hz, 1000 Hz)

Au vu des corrélations sur F2, cette composante va donc permettre de catégoriser les patients selon la forme de leur audiogramme. Un patient avec un audiogramme «descendant» aura des coordonnées en F2 fortement négatives, un patient avec un audiogramme ascendant des coordonnées en F2 positives et enfin un patient avec un audiogramme plat aura des coordonnées en F2 proches de 0. **Nous pouvons donc rattacher F2 à la «forme» de l'audiogramme.**

Premières conclusions

Au regard des 2 premières composantes synthétiques, nous nous rapprochons de notre objectif numéro 1, à savoir regrouper les variables d'entrée en variables synthétiques. Nous pouvons résumer notre jeu de données comme ceci :

Ce qui différencie le plus les patients de l'échantillon, c'est leur «degré» (plus ou moins fort) de surdité. Ensuite, nous trouvons une deuxième tendance : la forme de l'audiogramme.

Bien entendu, on ne peut pas rendre compte de la complexité de la réalité de n individus en 2 phrases. Quand on résume, on perd forcément de l'information. Plus précisément F1 et F2 ne retranscrivent «que» 72 % de l'inertie globale. Mais cette réduction est optimale, au sens du critère d'inertie expliqué plus haut. Les composantes principales peuvent être vues comme de nouvelles variables, c'est-à-dire comme de nouvelles colonnes du tableau de données. Nous représenterons donc maintenant nos patients par leurs coordonnées sur F1 et F2.

Remarques supplémentaires

Nous notons sur ce cercle de corrélation que parmi les 14 dimensions d'origine, nous observons 4 « tendances de corrélation » distinctes :

1. Les valeurs de tonale sur les fréquences basses (500 Hz et 1000 Hz)
2. La perte moyenne sur le 2000 Hz et le SIB50
3. Les valeurs de tonale moyenne sur les hautes fréquences (4000 Hz, 6000 Hz et 8000 Hz)
4. Le score en phonèmes

Il est important de noter ici que seuls des patients avec des pertes symétriques gauche/droite ont été intégrés à notre étude.

Dans R^n , le cosinus de l'angle entre 2 flèches correspond au coefficient de corrélation entre les 2 variables correspondantes. Ici nous nous trouvons dans R^2 ; comme c'est une projection, les angles sont déformés. Nous ne pourrions alors comparer ces angles que si nos flèches sont proches du cercle, ce qui est relativement le cas ici. Pour être plus précis, nous calculons la matrice des corrélations entre les n variables prises deux à deux (Fig 7).

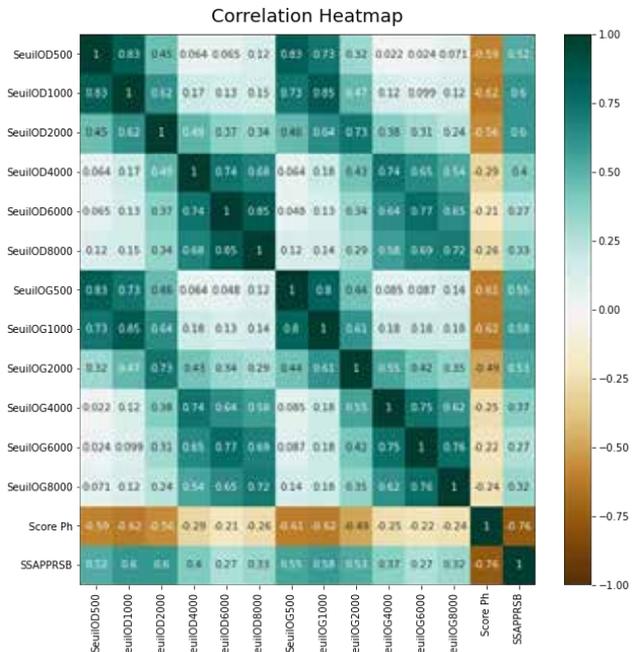


Figure 7 : Matrice des corrélations

Contrairement à ce que nous aurions pu penser, nous remarquons que le SIB50 est autant corrélé aux seuils tonals à 2000 Hz... qu'à 1000 Hz et 500 Hz. Il est également intéressant de noter la corrélation par bloc entre les seuils tonals « graves » (500 Hz, 1000 Hz et 2000 Hz) d'un côté et les seuils tonals « aigus » (4000 Hz, 6000 Hz et 8000 Hz) de l'autre.

REPRÉSENTATION DES INDIVIDUS DANS LES PLANS FACTORIELS

Nous avons répondu à l'objectif n° 1 - étudier les liaisons entre les variables - alors passons maintenant à l'objectif n° 2, celui d'étudier la variabilité entre individus.



Figure 8 : Représentation des individus dans le 1^{er} plan factoriel

Nous nous intéressons maintenant à l'espace R^p , dans lequel se situe le nuage des individus N_i . Nous allons projeter ce nuage sur le premier plan factoriel, c'est-à-dire sur un plan composé des 2 premières composantes principales F1 et F2 (Figure 8).

Afin de pouvoir interpréter ce graphique, il est nécessaire de garder à l'esprit le cercle des corrélations, que nous venons d'aborder. La première question que nous nous posons ici est la suivante : qu'est-ce qui différencie les individus qui ont une abscisse grande de ceux qui en ont une petite ?

Nous avons vu précédemment que F1 est très corrélé au degré de surdité des individus. Si nous colorons chacun des individus ci-dessus suivant leur degré de surdité, nous obtenons la représentation suivante :

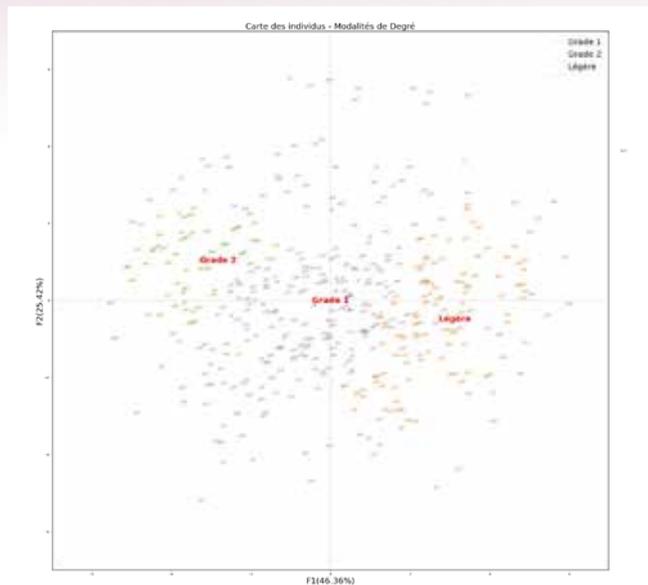


Figure 9 : Représentation des individus dans le 1^{er} plan factoriel avec affichage du degrés de surdité

Sur l'axe des abscisses, nous observons une séparation nette des différents degrés de surdité, ce qui nous conforte dans l'interprétation clinique du premier axe factoriel.

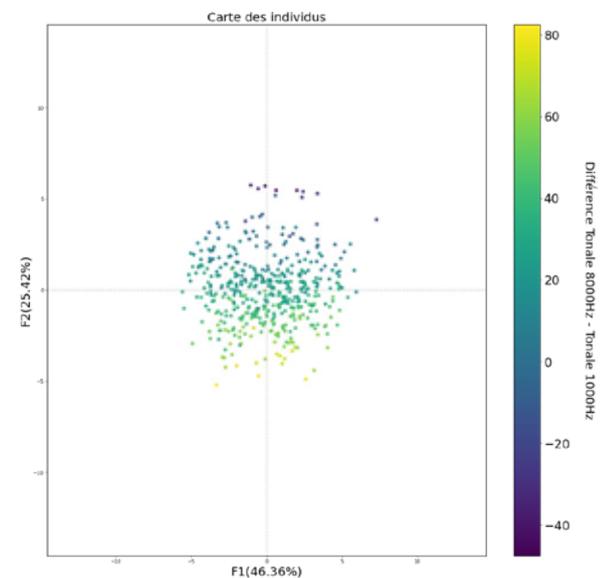


Figure 10 : Représentation des individus dans le 1^{er} plan factoriel avec affichage de la différence tonale à 8000 Hz et tonale à 1000 Hz

Logiquement, la deuxième question que nous nous posons ici est : qu'est-ce qui différencie les individus qui ont une ordonnée grande de ceux qui en ont une petite ? Précédemment, nous avons interprété F2 comme une dimension liée à la forme de l'audiogramme.

Si nous colorons le nuage de points de la Figure 10 avec la différence entre la valeur tonale moyenne à 8000 Hz et la valeur tonale moyenne à 1000 Hz (qui reflète donc la pente de l'audiogramme sur les médiums et les aigus), nous pouvons une nouvelle fois valider les observations que nous avons faites sur le cercle des corrélations. Les patients disposant d'un audiogramme «ascendant» se trouvent sur le haut de notre nuage (PTM 1000Hz > PTM 8000Hz donc différence négative), et ceux avec un audiogramme descendant se retrouvent dans le bas de notre nuage de points. Nous remarquons que ce nuage n'est pas centré, les patients avec des audiogrammes plats ayant une composante F2 légèrement positive.

Qualité de représentation et contribution

D'après les observations faites sur le cercle des corrélations, nous aurions tendance à conclure que deux individus proches dans notre plan factoriel sont similaires, et s'ils sont éloignés, ils sont différents. Cela est vrai dans R^p (avec p le nombre de variables de départ, ici $p = 14$), mais pas forcément dans R^2 . N'oublions pas qu'en représentant les individus sur un plan factoriel, nous visualisons une projection. Analyser les distances entre 2 points sur un plan factoriel n'est pertinent que si ces individus sont bien représentés tous les 2.

💡 Prenons l'exemple des étoiles. A l'œil, nous les percevons à la même distance. Cela est dû au fait qu'elles sont tellement loin que notre cerveau n'arrive pas à évaluer la distance qui nous sépare d'elles. Nous avons alors tendance à les placer dans un même plan, à 2 dimensions. Mais dans ce cas, 2 étoiles qui peuvent sembler voisines sont en réalité séparées de plusieurs centaines d'années lumières.

Pour estimer la qualité de représentation de chaque individu, il est courant d'utiliser le \cos^2 , qui est basé sur le carré des coordonnées, mais normalisé d'une manière spécifique. Sur la Figure 11, nous affichons notre population colorée avec la somme des \cos^2 sur les 2 premiers facteurs :

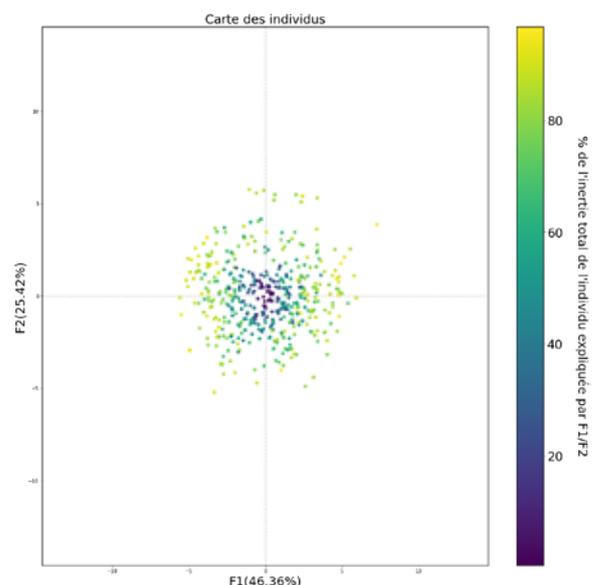


Figure 11 : \cos^2 cumulé sur les 2 premières composantes principales



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

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

Pourquoi avoir choisi l'enseigne VivaSon ?

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



Marie Gibert, VivaSon Rennes - SALARIÉE

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

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



Alexandra Lopez, VivaSon Tours - GÉRANTE

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

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

CHIFFRES CLÉS (2022)

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



Il est habituellement conseillé de regarder en priorité les individus qui présentent une valeur anormalement faible (par rapport aux autres) sur le cumul des (q) facteurs analysés. Cela indique qu'ils présentent des particularités qui les distinguent de la «tendance» générale. Il est toujours intéressant de savoir pourquoi.

Nous observons que les individus proches de l'origine disposent d'un \cos^2 relativement faible, ce dernier augmentant au fur et à mesure que nous nous éloignons de l'origine de notre repère. Ces individus, qui disposent de coordonnées sur F1 et F2 proches de 0, sont en réalité mal représentés par les deux premières composantes. Nous pouvons supposer que les variables «fortes» dans la caractérisation de ces individus sont en réalité mal représentées notre premier plan factoriel. Si nous reprenons les descriptifs de F1 et F2, les individus au centre de notre repère sont ceux disposant d'un niveau de surdité moyen (pour notre population) et d'une pente d'audiogramme neutre pour une PTM «moyenne». En résumant de la sorte, nous nous rendons bien compte que nous ne sommes pas très précis. Mais comment améliorer la précision de notre description ?

Si un individu n'est pas bien représenté sur les 2 premières composantes, regardons le \cos^2 cumulé sur les 3 premiers facteurs F1, F2, F3 :

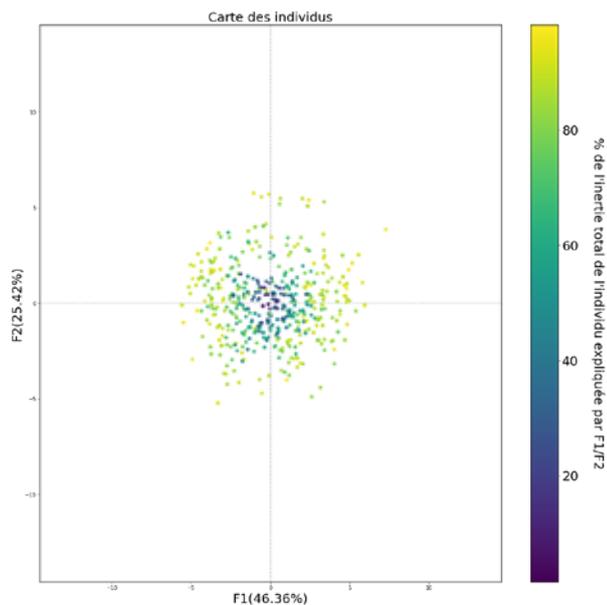


Figure 12 : \cos^2 cumulé sur les 3 premières composantes principales

Comme attendu, nous voyons que l'ensemble des individus sont mieux représentés et que la région centrale, comprenant les individus mal représentés, a sensiblement diminué. Cela nous amène donc à une nouvelle question très importante en ACP : combien de composantes conservons-nous pour poursuivre nos analyses ?

CHOIX DU NOMBRE DE COMPOSANTES PRINCIPALES À ÉTUDIER

Par construction, le nombre maximal de composantes d'une ACP est le minimum entre p (nombre de dimension d'entrée) et n-1 (avec n nombre d'observations). Nous gardons également à l'esprit que pour pouvoir facilement représenter nos données graphiquement, 3 dimensions sont un maximum.

Pour choisir le nombre de composantes à conserver, il n'y a hélas pas de réponse toute faite : tout dépend de nos objectifs, du contexte, et de jusqu'où nous souhaitons pousser notre analyse.

Cependant, il existe plusieurs critères mathématiques pour nous aider : dans une ACP normée, comme la somme des valeurs propres est égale au nombre de variables, leur moyenne vaut 1. Nous considérons par conséquent qu'un axe est intéressant si sa valeur propre est supérieure 1. Ce critère est appelé **critère de Kaiser**. Pour notre exemple, le test de Kaiser nous indique que le nombre idéal de composantes se situe entre 2 et 3 :

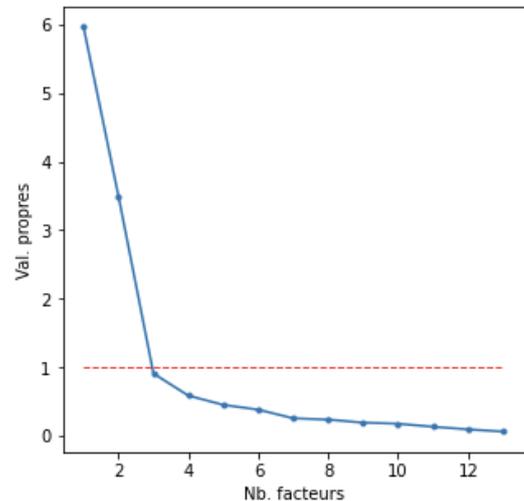


Figure 13 : Eboulis des valeurs propres (Kaiser)

Ensuite, il existe le critère des «bâtons brisés». Ce test repose sur l'idée que si l'inertie totale était dispatchée aléatoirement sur les axes, la distribution des valeurs propres suivrait la loi des «bâtons brisés» (broken-stick). Ce test est assez utilisé, mais on lui reproche de ne tenir compte ni de «n» (le nombre d'observations) ni du ratio «n/p» dans la définition des valeurs critiques. Il n'est valable également que pour l'ACP normée (ce qui est notre cas ici). Pour notre exemple, selon ce critère, le nombre de composantes principales à conserver est de 2 :

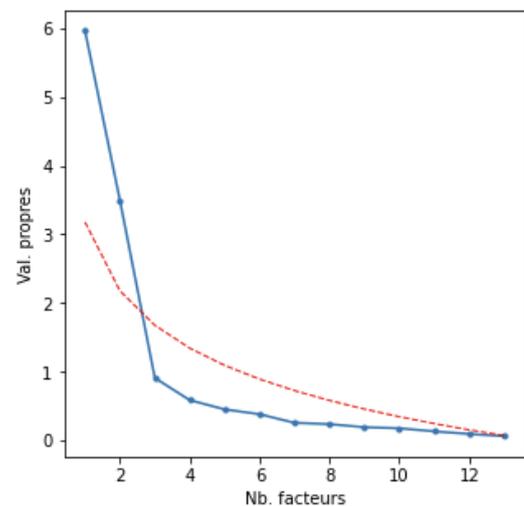


Figure 14 : Valeurs propres et seuils des bâtons brisés

En pratique, on a plutôt tendance à s'arrêter dès que l'on n'arrive plus à interpréter les axes principaux d'inertie, c'est-à-dire quand on n'arrive plus à dire «le groupe de variables est très corrélé à F_s , et il correspond à la notion de [...]». Il est même fréquent d'analyser uniquement le premier plan factoriel. Il faut cependant garder à l'esprit que plus nous utiliserons un nombre de composantes principales «faibles», plus la fraction d'inertie expliquée, et par association la qualité de représentation des individus, sera faible.

CONNECTER LES RÉSULTATS DE L'ACP À LA RÉALITÉ CLINIQUE

En reprenant les conclusions de la partie précédente, nous voyons que dans le cas de notre population, nous pouvons nous concentrer sur le premier plan factoriel. Jusqu'ici, nous avons exclusivement placé les individus catégorisés comme mal entendant (ME). Mais qu'obtenons-nous si, en conservant les coefficients obtenus uniquement avec les ME, nous calculons les coordonnées F1 et F2 de notre population normo entendants (NE)? On dit que l'on « projette » les individus NE, utilisés alors comme individus « illustratifs ».

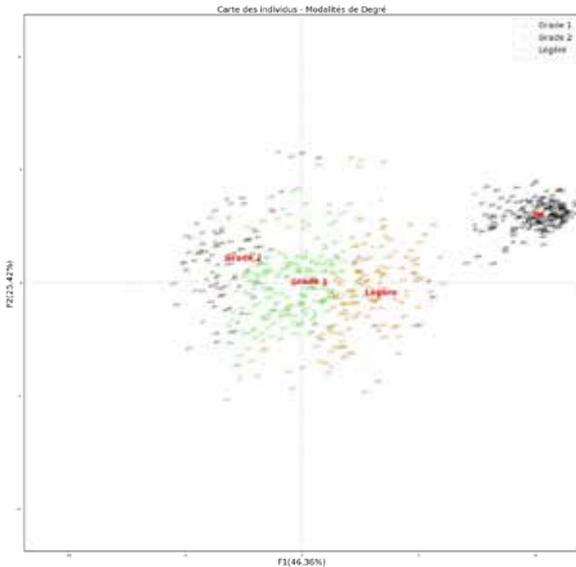


Figure 15 : Affichage de la population NE dans le repère construit avec la population ME

Nous observons que les deux populations (ME et NE) se séparent bien suivant l'axe F1, la population de NE se plaçant sur F2 à une hauteur équivalente à un audiogramme plat. Les coordonnées (F1, F2) du barycentre de notre population NE sont (9,90, 2,88). Il est cependant intéressant de noter ici que certains NE se détachent du reste de leur groupe pour se rapprocher du « cluster » des surdités légères. Tout comme nous retrouvons certains patients ME assez éloignés du barycentre correspondant. Pour identifier les individus dont les caractéristiques diffèrent sensiblement de l'échantillon de référence (ici la population ME), nous pouvons utiliser l'ellipse de Hotelling, qui nous permet de définir une zone de confiance au niveau 95 %. Une observation est considérée comme atypique lorsqu'elle sort de cette zone de confiance.

Nous observons ici 17 patients ME « outliers », c'est à dire en dehors de cette ellipse, et 3 patients NE « outliers », c'est-à-dire dans l'ellipse.

Parmi ces outliers, nous pouvons définir 4 groupes d'individus, spatialement proches (nous touchons ici du doigt le début des méthodes de clustering que nous n'aborderons pas dans le détail ici) :

- Le groupe 1 comprend les 3 patients NE « outliers » (atypiques). Nous pouvons nous attendre à ce que ces patients NE disposent d'un audiogramme « marqué » se rapprochant de ceux d'une surdité légère.
- Le groupe 2 est composé des patients à grand « F2 » (et F1 < 5). Nous pouvons nous attendre ici à retrouver des surdités « ascendantes » en lien avec le descriptif que nous avons fait de l'axe F2. Ces surdités se différencient des surdités plus classiques, expliquant leur présence en dehors de l'ellipse de Hotelling pour ces patients.

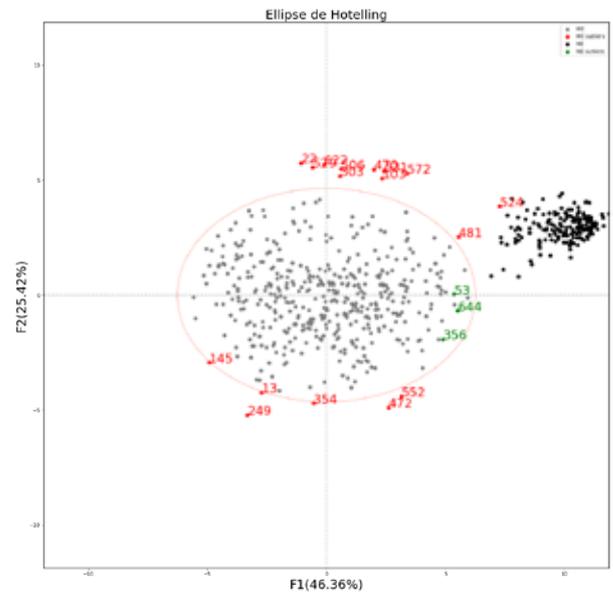


Figure 16 : Ellipse de Hotelling, mise en évidence des patients "outliers"

- Le groupe 3 est composé des patients à F2 fortement négatif. Nous pouvons nous attendre à retrouver ici des audiogrammes « pente de ski », avec une surdité très marquée sur les aigus
- Le groupe 4 contient deux patients ME proches du groupe des NE. Nous pouvons ici nous attendre à retrouver ici des pertes très légères.

Par la suite, nous afficherons pour chaque groupe l'audiogramme moyen pour chaque oreille ainsi que le SIB50 moyen et le score en phonèmes.

Groupe 1 : regroupe les 3 patients NE « outliers »

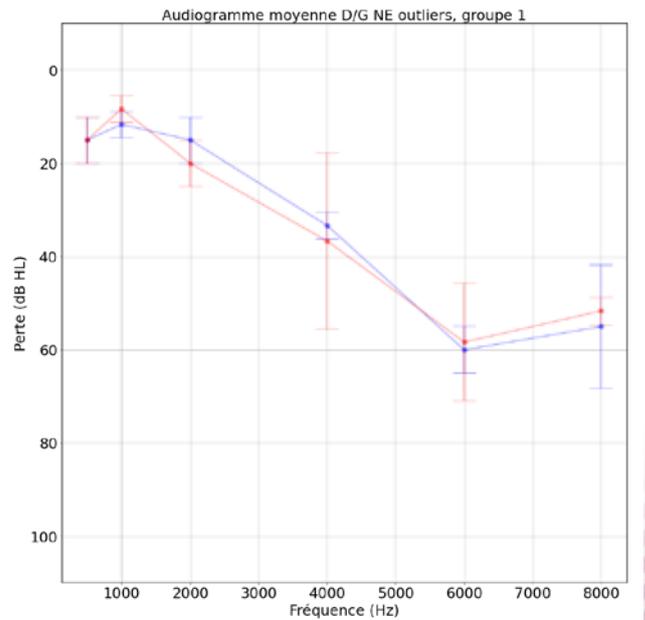


Figure 17 : Audiogramme moyenne D/G NE outliers, groupe 1, patients NE mais présentant une perte auditive

| | Moyenne | Écart-type |
|----------------|---------|------------|
| Sib 50 | 3,5 | 0,6 |
| Score phonèmes | 99,67 | 0,58 |

Groupe 2 : les 9 patients ME à forte composante F2

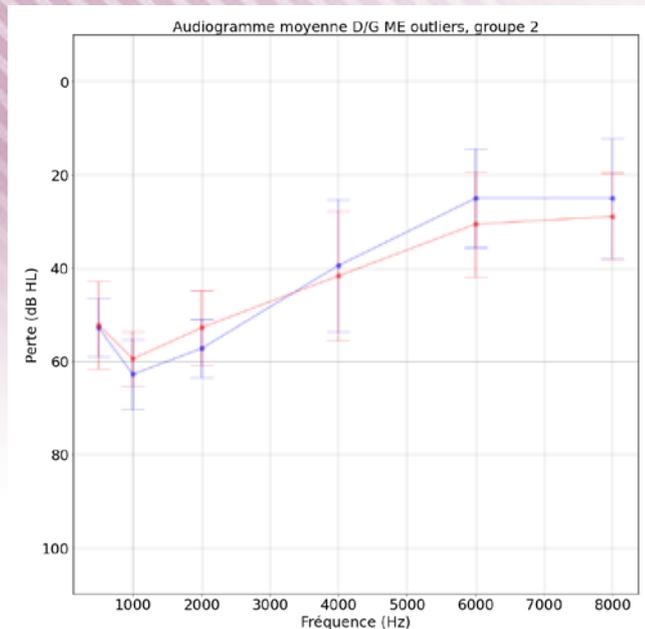


Figure 18 : Audiogramme moyenne D/G ME outliers forte composante F2, groupe 2, patients ME présentant un audiogramme ascendant marqué

| | Moyenne | Écart-type |
|----------------|---------|------------|
| Sib 50 | 12,00 | 5,66 |
| Score phonèmes | 72,56 | 24,73 |
| PTM | 43,98 | 13,37 |

Groupe 3 : les 6 patients à faible composante F2

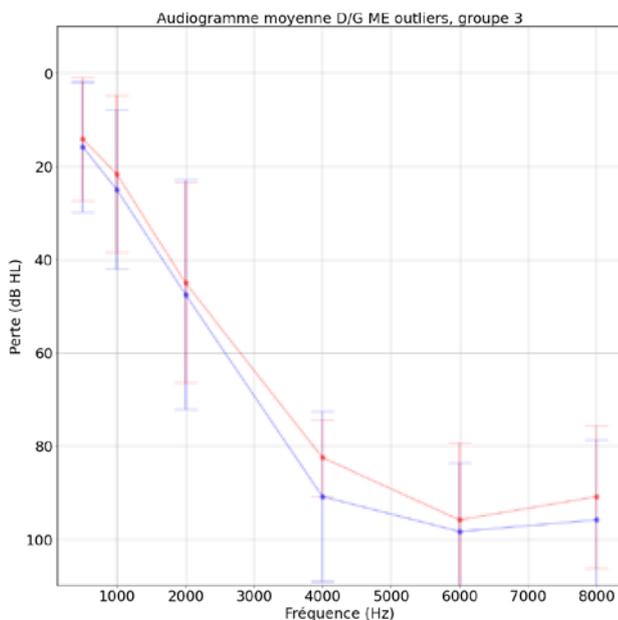


Figure 19 : Audiogramme moyenne D/G ME outliers faible composante F2, groupe 3, patients ME présentant un audiogramme à forte pente descendante

| | Moyenne | Écart-type |
|----------------|---------|------------|
| Sib 50 | 10,22 | 4,06 |
| Score phonèmes | 83,66 | 17,37 |
| PTM | 60,27 | 33,62 |

Groupe 4 : les deux patients ME proches du groupe des NE

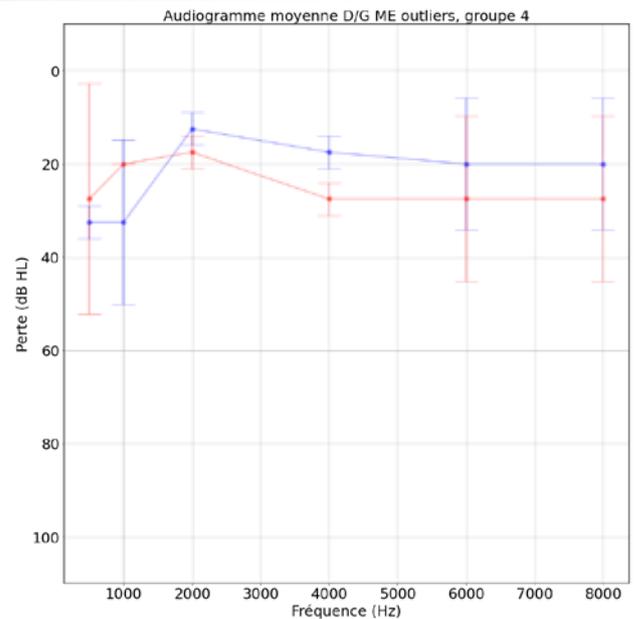


Figure 20 : Audiogramme moyenne D/G ME outliers proches des NE, groupe 4, patients ME présentant une surdité très légère

| | Moyenne | Écart-type |
|----------------|---------|------------|
| Sib 50 | 5,00 | 0,71 |
| Score phonèmes | 100,00 | 0,00 |

Nous pouvons observer qu'en partant d'un positionnement « anormal » de certains individus, nous avons désormais la capacité de « prédire », en lien avec la zone concernée de notre représentation, la forme de leurs audiogrammes respectifs. Nous obtenons donc une représentation graphique fine de notre patientèle, la similitude entre patients se faisant aujourd'hui par les valeurs et la forme des audiogrammes tonals.

Si nous obtenons une prédiction fiable sur les valeurs tonales, c'est moins le cas sur les données dans le bruit, en commençant par le SIB50 et le score en phonèmes, comme nous pouvons le voir en observant ces valeurs pour les groupes 2 et 3. Malgré une perte tonale beaucoup plus marquée pour le groupe 3, nous pouvons observer que cela s'inverse pour les valeurs de compréhension dans le bruit.

Enfin, nous voyons qu'en colorant notre population dans le premier plan factoriel avec les valeurs de SIB50 sans les appareils, nous voyons qu'il n'existe pas, dans ce plan, de séparation nette entre les différentes valeurs de SIB50

CONCLUSION

Le succès de l'ACP repose en très grande partie sur la richesse des représentations graphiques qu'elle propose (c'est ce qui nous a motivés dans l'ensemble de cet article), qui sont le plus souvent accompagnées d'outils d'aide à l'interprétation. Ces derniers permettent d'explicitier la structure des composantes (facteurs, axes factoriels), contrairement à une modélisation plus « boîte noire » (comme un réseau de neurones). Ceci permet ensuite la mise en relation des résultats observés avec des connaissances du domaine. Dans notre étude, nous fournissons une représentation graphique de l'échantillon (NE et ME), qui pourrait nous servir à faire des prédictions. En traçant l'ellipse de Hotelling, nous avons pu, sur une représentation, faire ressortir 4 groupes de patients aux caractéristiques particulières :

- Groupe 1 : patients notés NE mais présentant en réalité une perte auditive (non restituée par la PTM)

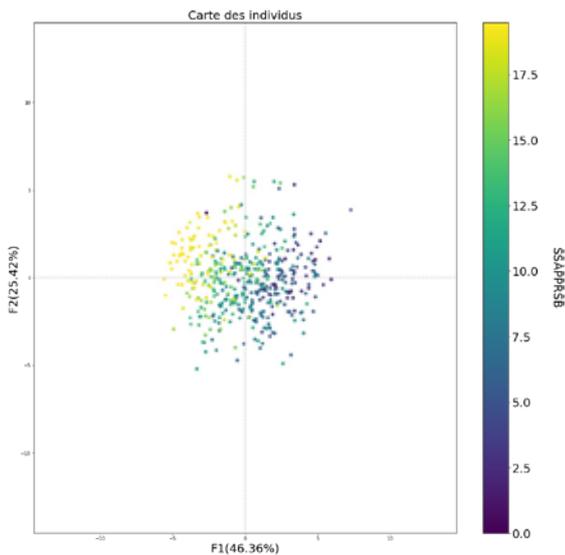


Figure 21 : Représentation des individus dans le 1^{er} plan factoriel avec coloration par la valeur de SIB50 sans appareil

- Groupe 2 : patients présentant un audiogramme ascendant très marqué
 - Groupe 3 : patients avec un audiogramme à très forte pente descendante
 - Groupe 4 : patients ME mais présentant une surdité très légère
- Il est remarquable de noter que si c'est la méthode d'analyse présentée ici qui a permis d'identifier ces 4 groupes de sujets « atypiques », au sens mathématique, l'expert du domaine sait également leur donner un sens clinique. En particulier, chacun de ces groupes de patients est intéressant dans notre pratique

audioprothétique ; par exemple, nous savons que les sujets du groupe 2 ne sont pas « faciles » à appareiller. Quand on parle de « prédiction », il s'agit en fait de projeter, mathématiquement, un nouvel individu caractérisé par ses 14 dimensions audiométriques (comme dans notre étude clinique). Ainsi, plutôt que de regarder chacune des dimensions, on (un logiciel) calcule la corrélation entre ces variables et les 2 premiers axes factoriels. Cela permet immédiatement de le représenter et de le rattacher à un groupe (d'atypiques ou pas). Pour aller plus loin : nous avons observé que cette représentation ne permettait pas, dans sa forme actuelle, de saisir toute la complexité de notre population.

Nous pouvons observer cela sur la Figure 21, où aucune séparation nette n'intervient entre les individus colorés avec leur valeur de SIB50. Il sera donc intéressant de reconstruire une nouvelle étude ACP en maximisant, dans les variables d'entrées, des valeurs issues des examens dans le bruit et observer si la catégorisation « classique » des surdités (basée essentiellement sur les tonales) se retrouve dans ces résultats. Cependant, réduire l'ACP à une solution d'affichage ne serait pas lui faire honneur. En simplifiant de grandes populations complexes (que ce soit en nombre d'observation ou de variables), elle permet d'explorer de grandes bases de données (comme celle d'origine de notre étude, 650 patients disposant de plus de 40 dimensions chacun, en comptant les scores à chaque RSB). En réduisant le nombre de dimensions (avec une perte d'information contrôlée), l'ACP constitue également une solution de prétraitement privilégiée avant l'utilisation des techniques de « machine learning » et de classification automatique (« clustering »). Nous aurons l'occasion d'y revenir prochainement !



"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.



Auteur

Sophie ACHARD

Praticien Hospitalier ORL
service d'ORL du Pr. Denoyelle
Hôpital Necker enfants
malades, Paris

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

PIÈGES LORS DU REPÉRAGE, DIAGNOSTIC, APPAREILLAGE ET IMPLANTATION COCHLÉAIRE EN CAS DE SURDITÉ ÉVOLUTIVE DISSY- MÉTRIQUE LIÉE À UNE INFECTION CMV

C. est une petite fille, née en mars 2018, adressée en juillet 2020 dans un service ORL hospitalier par un neuropédiatre pour retard de langage. A 2 ans, C. vocalise mais ne dit pas de mots. Le test des Oto émissions acoustiques réalisé à la naissance s'était révélé normal à gauche et à surveiller à droite. Les PEA de raréfaction, réalisés en juillet 2020, révèlent une onde V qui n'est plus visualisable à gauche à partir de 50 dB et un tracé désynchronisé à droite quelle que soit l'intensité. Un diagnostic de surdité moyenne dissymétrique plus prononcée à droite est posé en juillet 2020 (Figure 1A). Les parents sont soulagés d'avoir obtenu un diagnostic de surdité. Le papa suit des cours de LSF pour faciliter la communication avec sa fille. Il obtient des résultats intéressants dans l'interaction avec sa fille.

Un appareillage auditif conventionnel est engagé en août 2020 avec des contours d'oreille GN Resound 988. Le gain initial est de 25 dB (Figure 1A) et le port des appareils est de 10 heures par jour. C. réclame ses appareils auditifs le matin. 2 séances de rééducation orthophonique et une séance de psychomotricité par semaine ont été mises en place.

Pendant la phase d'appareillage des tests complémentaires ont été réalisés. Le résultat sur Guthrie a permis de mettre en évidence une séro-conversion à CMV pendant la grossesse (IgG(+)) 2 mois avant accouchement). Le bilan IRM cérébrale révèle des hypersignaux de la substance blanche dans des régions sous-corticales, frontales et temporales. Le bilan vestibulaire révèle une aréflexie gauche associée à une

hyporéflexie droite. Il existe un retard psychomoteur à la marche qui a récupéré.

Un traitement antiviral a été mis en route (Rovalcyte®).

A chaque contrôle d'audition à l'hôpital ou au laboratoire d'audioprothèse, il est noté une évolution progressive des seuils d'audition qui nécessitent des ajustements de réglage essentiellement à droite.

En avril 2021, la consultation à l'hôpital pour une otite séro-muqueuse droite surajoutée, traitée par antibiotiques et corticoïdes permet à l'ORL d'évoquer les possibilités d'implantation cochléaire en cas de maintien de seuils profonds droits (Figure 1B). La nécessité d'augmenter le gain drastiquement à droite (par rapport au gain côté gauche

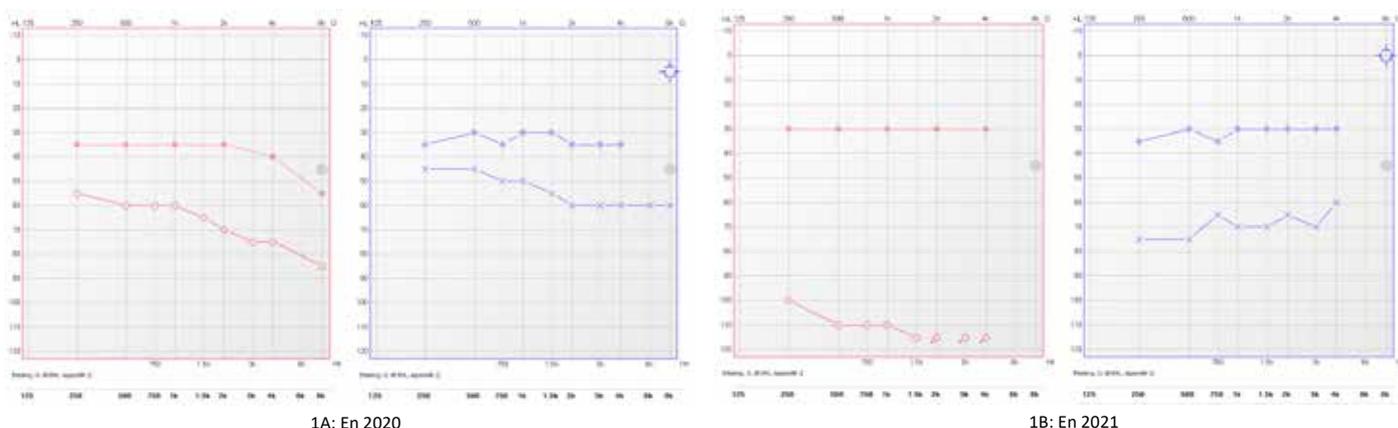


Figure 1: (1A) : Perte d'audition et gain fonctionnel avec appareils auditifs dans le mois suivant le diagnostic de surdité en 2020. (1B) : Seuils audiométriques OD et OG en 2021 et gain fonctionnel tonal droit mesuré avec implant cochléaire (février 2022), gain fonctionnel gauche mesuré avec prothèse auditive.



En 2020

En 2021

Figure 2 : Paramètres de réglages (2A) en 2020 (2B) en 2021. L'évolution de la perte d'audition liée aux lésions causées par le CMV a conduit en un an à une augmentation progressive du gain très importante à droite et beaucoup plus modérée à gauche. Les limites de la prothèse auditive droite ont fini de poser l'indication d'implantation cochléaire droite.

(Figure 2B)) pour espérer une faible perception à droite permettent aux parents de prendre conscience de la limite de l'appareillage auditif et de la pertinence de l'implant cochléaire droit. En juin 2021, C., 3 ans, utilise un peu d'oral (une vingtaine de mots à son actif) et la LSF. La surdité à droite est profonde et sévère à gauche. Un gain fonctionnel gauche est bon mais absent à droite. La décision d'implantation cochléaire droite est retenue par les parents après une consultation spécialisée avec orthophoniste et psychologue pour recueillir l'adhésion au projet des parents.

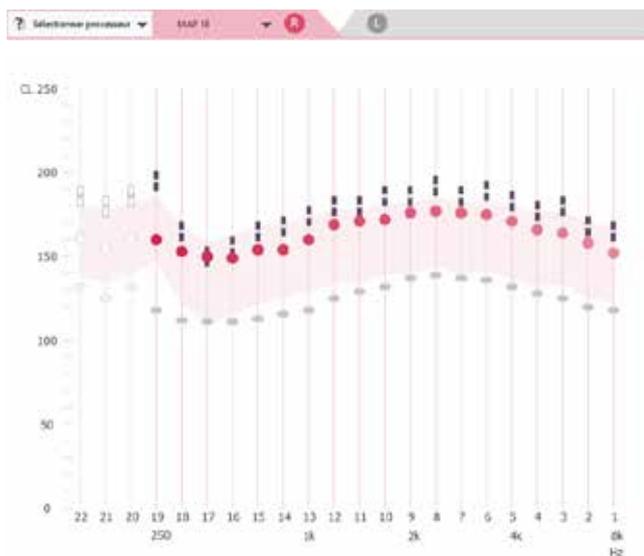
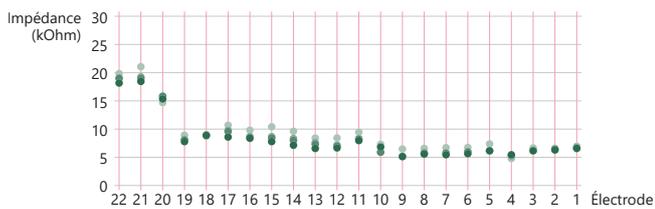


Figure 3 : (3A) : Tests peropératoires de mesure des impédances des électrodes de l'implant cochléaire. (3B) : Des mesures électrophysiologiques ont été également menées lors de l'opération qui montrent qu'une réponse électrophysiologique existe lors de la stimulation des électrodes 1 à 19 (curseurs noirs). On remarquera que le logiciel propose des seuils de stimulation (points rouge) qui sont parallèles aux mesures électrophysiologiques (curseurs noirs).

En septembre 2021, est réalisée une implantation cochléaire droite avec un porte électrode Cl622® et un processeur Kanso2 CP1150 (Cochlear®) compatible avec prothèse controlatérale EQ 988 (Resound®).

Les premiers réglages sont effectués sur le processeur. L'audioprothésiste a à sa disposition les tests peropératoires de mesure des impédances des électrodes de l'implant cochléaire (Figure 3A) et les valeurs par électrode des mesures électrophysiologiques qui déclenchent une réponse (Figure 3B). On remarquera que les impédances des électrodes 20, 21 et 22 sont différentes (20kOhms) des impédances mesurées pour les autres électrodes. La radiographie post opératoire (Figure 4) montre un retournement distal de 3 électrodes (tip fold over). Il est donc impératif pour l'audioprothésiste de lire le dossier médical de l'enfant avant toute action. Les électrodes 20, 21, 22 s'avèreront donc non opérationnelles et seront donc désactivées lors du premier réglage. Des mesures électrophysiologiques ont été également menées lors de l'opération qui montrent qu'une réponse électrophysiologique existe lors de la stimulation des électrodes 1 à 19 (curseurs noirs). Elles sont par contre absentes pour les électrodes 20 à 22 (curseurs clairs). Le fonctionnement de l'électrode 19 sera probablement à surveiller, car elle apparaît en position critique sur la radiographie et elle nécessite une quantité de courant plus importante pour déclencher une réponse électrophysiologique par rapport aux autres électrodes. Le codage des bandes fréquentielles est automatiquement

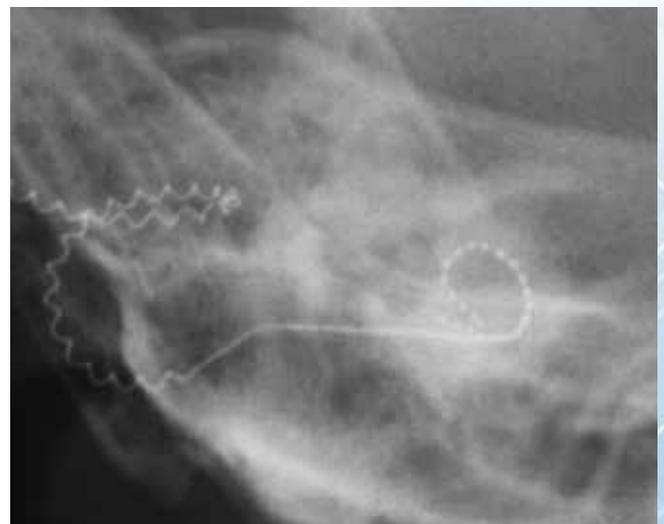


Figure 4 : radiographie post opératoire qui a permis de visualiser la malposition des électrodes 22,21 et 20.

Implants cochléaire SURDITÉ ÉVOLUTIVE DISSYMÉTRIQUE

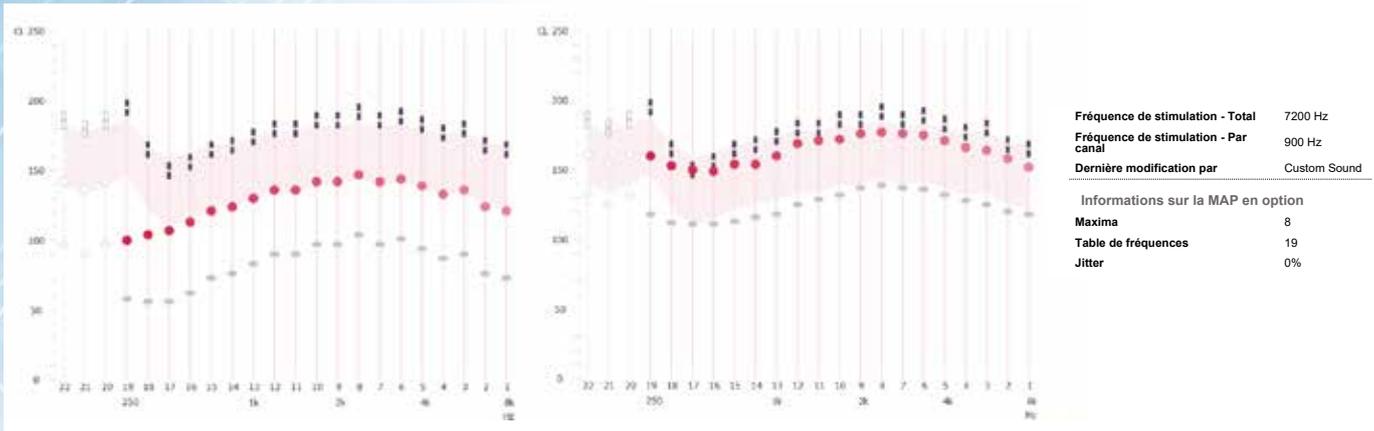


Figure 5 : Réglage initial (5A) - Quatrième séance de réglage (5B) : Au cours des premières séances de réglage, les seuils de stimulation électrique sont augmentés progressivement. Il est possible d'ajuster les valeurs basses de stimulation T (points grisés) qui correspondraient à une réaction de détection par l'enfant et les points rouge (C) qui correspondent à une intensité jugée forte mais confortable par l'enfant. Au fil du temps ces valeurs sont augmentées. A chaque séance de programmation, 4 programmes d'intensité croissante sont réalisés. (5C) Par ailleurs, différents paramètres de réglage ajustables sont disponibles pour tenir compte des caractéristiques physiologiques de l'enfant: nombre maximum d'électrodes agissant simultanément, vitesse de stimulation, répartition fréquentielle...

recalculé par répartir le spectre fréquentiel sonore en bande de fréquences sur l'ensemble des électrodes disponibles. Par ailleurs, on remarquera que le logiciel propose des seuils de stimulation (points rouge) qui sont parallèles aux mesures électrophysiologiques (curseurs noirs).

Au cours des premières séances de réglage, les seuils de stimulation électrique sont augmentés progressivement. A chaque séance, 4 programmes sont réalisés. La mission des parents est de faire porter le dispositif à leur enfant, d'apprendre à manipuler le processeur, la télécommande pour changer les programmes tous les deux jours en fonction des réactions de l'enfant, de noter les modifications de comportements. Le premier programme (map 1) est souvent un réglage avec une perception très très limitée qui permet de rassurer les parents dans la manipulation du processeur sans risquer une stimulation trop forte qui effraierait l'enfant et rendrait difficile toute tentative de port du processeur. A 3 mois de réglage, le résultat a été très largement dicté par la méthodologie fabricant fondée sur la mesure électrophysiologique per opératoire. Devant un conditionnement de l'enfant qui a été renforcé au cours des réglages, il serait possible d'ajuster les valeurs basses de stimulation T (points grisés) qui correspondraient à une réaction de détection par l'enfant. Une valeur T qui serait augmentée pourrait conduire à augmenter la valeur des stimulations fortes mais confortables (points rouges).

Après 3 mois d'utilisation, le port de l'implant apparaît limité par rapport à la prothèse controlatérale (3,6h avec implant, 10h avec prothèse). Cette petite fille de 3 ans ½ utilise pour beaucoup de déplacements quotidiens sa trottinette avec un casque. Hors le processeur Kanso 2, choisit par la famille, ne s'adapte pas sous le casque, et la famille lui retire fréquemment. Les 22 interruptions journalières (Figure 6) liées à la chute du

processeur, doivent inciter à trouver une solution pratique pour prévenir les risques de déconnexion. Sur ce processeur disposé directement sur la peau en regard de l'implant, la force de l'aimant est le principal facteur sur lequel agir. Un fil d'attache doit impérativement être envisagé pour éviter les

pertes de processeur. Si un processeur de type contour d'oreille avait été choisi, nous aurions eu plus de possibilités pour limiter ces interruptions de connexion : fil antenne plus long, choix adapté de la force de l'aimant, déportation du processeur, meilleur système de fixation ou ré-emploi de l'embout de son ancienne prothèse droite.

En février 2022, les seuils d'audition, oreilles appareillées, sont à 30 dB avec IC et prothèse. C. entre dans le langage oral, l'implant cochléaire complète l'information apportée par la prothèse auditive conventionnelle sur l'oreille la moins atteinte. Aussi C. sera revue pour des réglages complémentaires afin d'optimiser les résultats fonctionnels. La confirmation des seuils de détection de la stimulation (seuils T) est essentielle. La vérification des seuils M, 'forts mais confortables' est envisageable chez une petite fille de 4 ans. L'acoumétrie vocale doit être une aide pour vérifier le résultat à droite et le comparer à celui de gauche. Le processeur porté sans interruptions autant que la prothèse auditive controlatérale, permettra de s'assurer d'une assimilation des modifications de réglages par C et de leur pertinence. Devant un fonctionnement inhabituel, d'autres paramètres (Figure 5) pourront être explorés. Notamment, le nombre de maximum de stimulation pourrait être diminué, la vitesse de stimulation pourrait également être ralentie afin de limiter le débit d'information dans une fibre nerveuse dysfonctionnelle. Un essai de ces différentes stratégies par une série de nouveaux réglages permettra d'optimiser les possibilités offertes par l'implant cochléaire.

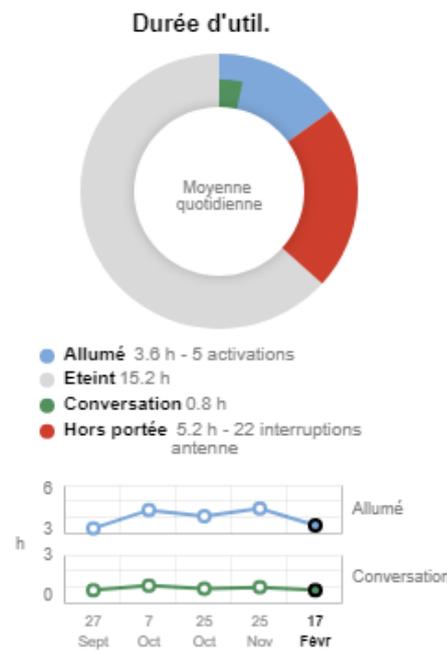


Figure 6 : Données d'enregistrement. Après 3 mois d'utilisation, le port de l'implant apparaît limité par rapport à la prothèse controlatérale. Les 22 interruptions journalières liées à la chute de l'antenne, doivent inciter à trouver une solution pratique pour prévenir les risques de déconnexion. Sur ce processeur disposé directement sur la peau en regard de l'implant, la force de l'aimant est le principal levier. Un fil d'attache doit impérativement être envisagé pour éviter la perte du processeur.

Cochlear™ Remote Check



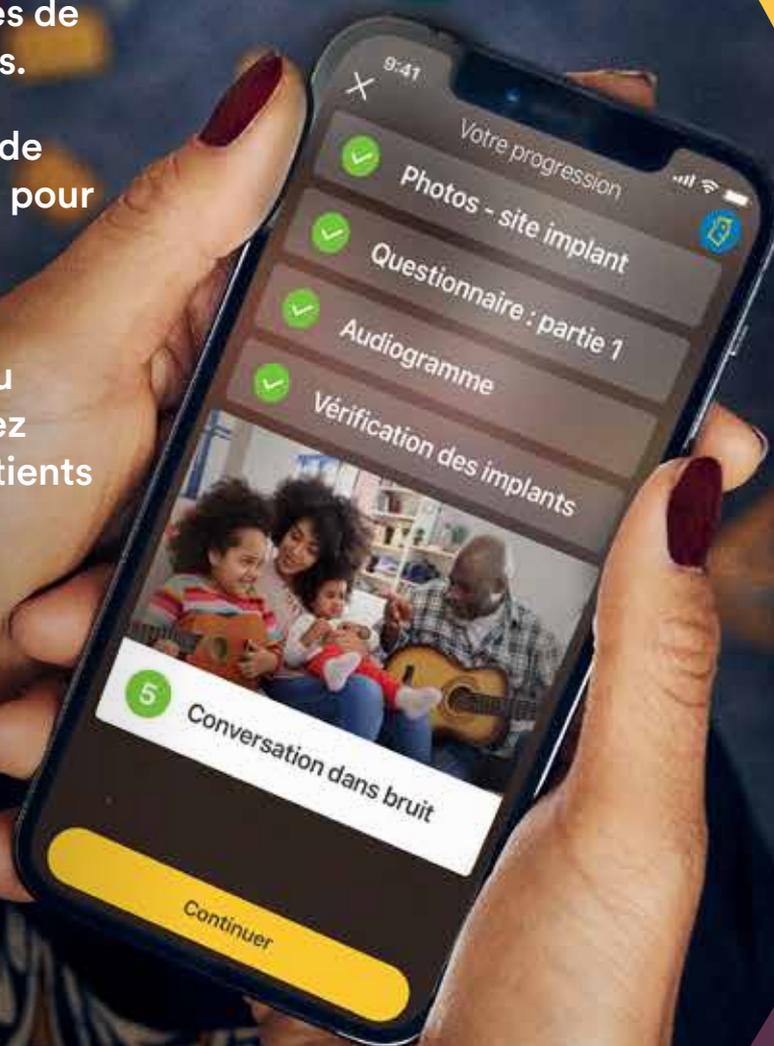
Cochlear®

Et si la prochaine évaluation de vos patients implantés se faisait à distance ?

Avec Cochlear™ Remote Check, suivez à distance les performances de vos patients implantés cochléaires.

Vos patients effectuent une série de tests au moment le plus opportun pour eux, sans se déplacer à l'hôpital.

Vous analysez les résultats et déterminez ensuite si une visite au centre est nécessaire. Vous pouvez ainsi consacrer plus de temps aux patients les plus complexes.



Pour utiliser Remote Check, un processeur de son, un implant et un smartphone compatibles sont requis. Pour plus d'information sur la compatibilité, visitez le site www.cochlear.com/compatibility. Ce document est destiné aux professionnels de santé. Si vous êtes un patient ou un candidat à une solution auditive, consultez votre professionnel de santé pour connaître les traitements possibles en matière de perte auditive. Les résultats peuvent varier et votre professionnel de santé pourra vous indiquer les facteurs susceptibles d'affecter ces résultats. Veuillez toujours consulter les instructions d'utilisation. Tous nos produits ne sont pas disponibles dans tous les pays. Veuillez contacter votre représentant Cochlear local pour plus d'informations sur les produits. Cochlear, Hear now. And always, Nucleus et le logo en forme d'ellipse sont des marques de commerce ou des marques déposées de Cochlear Limited. © Cochlear Limited 2022. D2032321 V1 2022



Auteur

Sarah ATTIA

Comité de rédaction scientifique Audika

ACOUPHÈNES : VERS UNE SOLUTION THÉRAPEUTIQUE NON-INVASIVE

L'acouphène est défini comme la perception d'un « bruit fantôme » - en l'absence de source sonore externe- uniquement par la personne concernée. Qu'il soit objectif (associé à une atteinte physiologique autre que la perte auditive) ou subjectif (pouvant être associé à la perte auditive), ce phénomène ressemble fortement à la douleur fantôme se manifestant chez les personnes amputées d'un membre. Les impacts néfastes des acouphènes conduisent généralement à une dégradation de la qualité de vie avec la plupart du temps une atteinte des capacités cognitives (e.g., baisse de concentration, de l'attention exécutive et sélective ou de la mémoire de travail) et psychiques (e.g., augmentation du stress, de l'anxiété, dépression).

La physio-pathologie des acouphènes n'est pas encore totalement comprise. Néanmoins, il est probable que ce phénomène résulte d'une désorganisation de l'activité neuronale conduisant à une augmentation de l'activité spontanée et synchrone des voies auditives (Assouly et al., 2021). Par ailleurs, les causes de leur apparition sont multiples et intéressent de nombreux chercheurs car elles constituent l'élément de base à l'élaboration d'une stratégie thérapeutique. Pour l'instant, aucun traitement n'est réellement efficace. Les méthodes couramment utilisées visent à réduire les effets néfastes des acouphènes et impliquent notamment : i) des approches psychothérapeutiques par thérapie cognitivo-comportementale dont l'objectif est de minimiser la charge psychologique en apprenant à accepter à vivre avec les acouphènes (Olze et al., 2020) ; ou encore ii) des approches sonores dont l'objectif est de modifier la perception de l'acouphène par l'utilisation d'un son masquant (Vernon, 1977) ou supprimant l'acouphène (Wang et al., 2020).

Bien que les mécanismes neuronaux à l'origine des acouphènes et de la perte auditive ne soient pas identiques, leur incidence est fortement corrélée à la perte auditive et serait probablement liée (Shore et al., 2016) : celle-ci constitue le facteur dominant dans la prédiction de l'apparition d'acouphènes spontanés prolongés. En effet, 90 % des sujets acouphéniques présenteraient une perte auditive à la suite d'un traumatisme sonore temporaire ou répété. La prévalence de la perte auditive semble plus élevée pour les sujets acouphéniques de moins de 45 ans (Chang & Zeng, 2012). Il est à noter qu'une proportion de sujets acouphéniques (près d'un quart) présente néanmoins une audition parfaitement normale entre 125 et 8 kHz (McFerran et al., 2019).

Plusieurs études démontrent que 90 % des patients présentant des acouphènes avant implantation cochléaire témoignent une amélioration notable de leur ressenti à la suite de l'implantation avec une disparition totale dans 45 % des cas (Olze et al., 2016). Des études antérieures soulignaient déjà le bénéfice de la stimulation électrique par l'implant cochléaire sur les acouphènes, à tel point que ce dispositif était suggéré comme outil thérapeutique potentiel depuis sa commercialisation dans les années 1980 (House & Brackmann, 1981). L'étude de Van de Heyning et al. (2008) est la première à démontrer une réduction significative à long terme de

l'amplitude des acouphènes après implantation cochléaire. Par la suite, les bénéfices de l'implant cochléaire ont été confirmés avec un taux d'amélioration compris entre 34 et 93 % (Zenner et al., 2017 ; Borges et al., 2020 ; González et al., 2022). Notons d'ailleurs que ces travaux de recherche ont abouti à l'extension des indications de l'implant cochléaire aux *surdités profondes unilatérales*

associées à un acouphène invalidant depuis la publication de l'arrêté au Journal officiel du 6 septembre 2021. Néanmoins, l'implant cochléaire constitue une méthode invasive par la pose chirurgicale d'un porte-électrode. De plus, la population ciblée est restreinte et implique des risques opératoires (même minimisés) ainsi que le coût du dispositif médical.

La voie de *stimulation électrique* a été mise à contribution cette fois-ci de manière *non-invasive* dans une étude récente s'intéressant à la modulation ou à la suppression d'acouphènes subjectifs chez des sujets normo-entendants ou malentendants non-candidats à l'implant cochléaire (Suh et al., 2022). Le courant électrique est parcouru près de la zone d'intérêt par l'intermédiaire d'électrodes situées à la surface de la peau. Cependant cette méthode non-invasive présente un inconvénient majeur : comparativement à l'implant cochléaire, la stimulation électrique est plus diffuse et donc moins précise.

Quelques projets de recherche actuellement menés tentent donc de trouver l'emplacement idéal permettant de procéder à une stimulation électrique non-invasive de la cochlée et des voies nerveuses auditives en vue de la *modulation* ou de la *suppression* de cette catégorie d'acouphènes. Le moyen le plus efficace consisterait à minimiser la distance entre l'électrode et la cible d'intérêt. Or, l'endroit accessible et le plus proche de la cochlée reste la membrane tympanique. Suh

« ...Plusieurs études démontrent que 90 % des patients présentant des acouphènes avant implantation cochléaire témoignent UNE AMÉLIORATION NOTABLE DE LEUR RESENTI À LA SUITE DE L'IMPLANTATION .. »

et al. (2022) ont comparé une stimulation électrique appliquée au niveau de la membrane tympanique ou au niveau du conduit auditif externe.

Cette étude a été réalisée auprès de 25 participants acouphéniques (normo-entendants ou malentendants non-candidats à l'implant cochléaire) afin d'analyser la position idéale permettant de minimiser le ressenti individuel des acouphènes.

Le protocole expérimental qui est testé est le suivant : i) les seuils électriques sont mesurés en estimant pour chaque hauteur électrique l'amplitude du stimulus sur une échelle de 0 à 10 puis en faisant correspondre chaque seuil à la fréquence d'un son pur ; ii) l'effet de la stimulation électrique sur les acouphènes est caractérisé en présentant pendant 3 min des stimuli dont la fréquence est comprise entre 0.01 et 10 kHz au seuil (électrique) du participant. Par la suite, ce dernier indique l'intensité de son acouphène préalable à la stimulation électrique puis toutes les 30 secondes à partir du début et durant toute la stimulation ; iii) une stimulation fictive est administrée pour estimer le degré de l'effet placebo sur la suppression de l'acouphène durant 10 secondes. Enfin, iv) la quantification du degré de changement perceptif de l'acouphène à l'issue de la stimulation électrique est établie par une mesure de changement relatif d'intensité à partir de l'intensité ressentie au départ. Toutes ces mesures impliquent deux sessions de tests totalisant 4 heures.

Les résultats de cette expérience indiquent que globalement, la stimulation électrique de la membrane tympanique est deux fois plus susceptible de supprimer la perception des acouphènes que la stimulation du conduit auditif externe et que celle-ci est beaucoup plus efficace. De plus, par rapport aux résultats d'une étude antérieure impliquant une stimulation électrique au niveau du cuir chevelu (Zeng et al., 2019a), la stimulation de la membrane tympanique nécessite un courant 16 fois plus petit pour atteindre le seuil auditif (donc une stimulation plus ciblée d'après Middlebrooks et al. (2007)) et 24 fois plus susceptible d'évoquer un percept auditif. Or, des niveaux de courant plus faibles sont généralement préférés dans le cadre de stimulation électrique invasive et non-invasive permettant d'économiser de l'énergie (Suh et al., 2022). Par conséquent, même si cette étude présente quelques limites discutables, cette méthode exploratoire démontre un moyen efficace de supprimer la perception d'acouphènes subjectifs lorsque les électrodes se situent au plus proche de la cochlée (i.e., membrane tympanique). Notons cependant que les acouphènes chroniques (de causes multi-factorielles) peuvent être traités via différentes modalités (auditives et non auditives) (Sirh et al., 2022) et que l'étude mentionnée ici se focalise essentiellement sur la modulation ou la suppression de la perception d'acouphènes subjectifs par les voies auditives.

En conclusion, ces premiers travaux proposent une solution thérapeutique non-invasive pour traiter certains acouphènes et offrent une voie d'accès à diverses possibilités de traitement : en utilisant la membrane tympanique comme zone de stimulation de référence, il serait possible d'atteindre d'autres régions cibles (i.e., de multiples structures cérébrales) et d'améliorer l'efficacité de stimulation cérébrale non-invasive (Grossman et al., 2017). La stimulation du vestibule pourrait par exemple être utilisée pour traiter la maladie de Ménière (Beh, 2020) ou prévenir les chutes chez les personnes âgées (Serrador et al., 2018). La mise au point d'un tel système intégré serait une alternative rentable à la stimulation neuronale actuelle (invasive et coûteuse), non seulement pour traiter la dépression, l'épilepsie ou les tremblements (George et al., 2000) mais aussi pour améliorer les performances perceptives et cognitives normales (Keshavarzi et al., 2000).

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Assouly, K. K., Dullaart, M. J., Stokroos, R. J., van Dijk, B., Stegeman, I., & Smit, A. L. (2021). Systematic review on intra-and extracochlear electrical stimulation for tinnitus. *Brain Sciences*, 11(11), 1394.
- Beh, S. C. (2020). Emerging evidence for noninvasive vagus nerve stimulation for the treatment of vestibular migraine. *Expert review of neurotherapeutics*, 20(10), 991-993.
- Borges, A. L. D. F., Almeida, R. B. S. D., Ledesma, A. L. L., Azevedo, Y. J. D., Pereira, L. V., & Bahmad Jr, F. (2020). Cochlear implant and tinnitus-a meta-analysis. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 87, 353-365.
- Chang, J. E., & Zeng, F. G. (2012). Tinnitus suppression by electric stimulation of the auditory nerve. *Frontiers in systems neuroscience*, 6, 19.
- George, M. S., Sackeim, H. A., Rush, A. J., Marangell, L. B., Nahas, Z., Husain, M. M., ... & Ballenger, J. C. (2000). Vagus nerve stimulation: a new tool for brain research and therapy*. *Biological psychiatry*, 47(4), 287-295.
- González, J. C. F., Barreiro, S. B., de Celis, M. T. G., & Macías, Á. R. (2022). Tinnitus suppression with electrical stimulation in adults: long-term follow-up. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 42(2), 176.
- Grossman, N., Bono, D., Dedic, N., Kodandaramaiah, S. B., Rudenko, A., Suk, H. J., ... & Boyden, E. S. (2017). Noninvasive deep brain stimulation via temporally interfering electric fields. *cell*, 169(6), 1029-1041.
- House, J. W., & Brackman, D. E. (1981). Tinnitus: surgical treatment. In *Ciba foundation symposium* (Vol. 85, pp. 204-212).
- Keshavarzi, M., Kegler, M., Kadir, S., & Reichenbach, T. (2020). Transcranial alternating current stimulation in the theta band but not in the delta band modulates the comprehension of naturalistic speech in noise. *NeuroImage*, 210, 116557.
- McFerran, D. J., Stockdale, D., Holme, R., Large, C. H., & Baguley, D. M. (2019). Why is there no cure for tinnitus?. *Frontiers in Neuroscience*, 802.
- Middlebrooks, J. C., & Snyder, R. L. (2007). Auditory prosthesis with a penetrating nerve array. *Journal for the Association for Research in Otolaryngology*, 8(2), 258-279.
- Olze, H., Knopke, S., Graebel, S., & Szczepek, A. J. (2016). Rapid positive influence of cochlear implantation on the quality of life in adults 70 years and older. *Audiology and Neurotology*, 21(Suppl. 1), 43-47.
- Olze, H., Vater, J., Szczepek, A. J., Reich, U., Gräbel, S., & Uecker, F. C. (2020). Advances in electrical stimulation-based therapy for tinnitus. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 6(2).
- Serrador, J. M., Deegan, B. M., Geraghty, M. C., & Wood, S. J. (2018). Enhancing vestibular function in the elderly with imperceptible electrical stimulation. *Scientific reports*, 8(1), 1-6.
- Shore, S. E., Roberts, L. E., & Langguth, B. (2016). Maladaptive plasticity in tinnitus—triggers, mechanisms and treatment. *Nature Reviews Neurology*, 12(3), 150-160.
- Sirh, S. J., Sirh, S. W., Mun, H. Y., & Sirh, H. M. (2022). Integrative Treatment for Tinnitus Combining Repeated Facial and Auriculotemporal Nerve Blocks With Stimulation of Auditory and Non-auditory Nerves. *Frontiers in Neuroscience*, 247.
- Suh, M. W., Tran, P., Richardson, M., Sun, S., Xu, Y., Djallilian, H. R., ... & Zeng, F. G. (2022). Electric hearing and tinnitus suppression by noninvasive ear stimulation. *Hearing Research*, 415, 108431.
- Van de Heyning, P., Vermeire, K., Diebl, M., Nopp, P., Anderson, I., & De Ridder, D. (2008). Incapacitating unilateral tinnitus in single-sided deafness treated by cochlear implantation. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 117(9), 645-652.
- Vernon, J. (1977). Attempts to relieve tinnitus. *Journal of the American Audiology Society*, 2(4), 124-131.
- Wang, H., Tang, D., Wu, Y., Zhou, L., & Sun, S. (2020). The state of the art of sound therapy for subjective tinnitus in adults. *Therapeutic Advances in Chronic Disease*, 11, 2040622320956426.
- Zenner, H. P., Delb, W., Kröner-Herwig, B., Jäger, B., Peroz, I., Hesse, G., ... & Langguth, B. (2017). A multidisciplinary systematic review of the treatment for chronic idiopathic tinnitus. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 274(5), 2079-2091.
- Zeng, F. G., Tran, P., Richardson, M., Sun, S., & Xu, Y. (2019). Human sensation of transcranial electric stimulation. *Scientific reports*, 9(1), 1-12.



COCHLEAR™ REMOTE CARE : LA PRISE EN CHARGE À DISTANCE S'INVITE DANS L'IMPLANT COCHLÉAIRE

Le déploiement des options de télésanté s'est accéléré ces deux dernières années à la suite de la pandémie de Covid-19. Ces nouveaux services, utilisés par un nombre croissant de professionnels de santé, sont de plus en plus adoptés par les patients. En utilisant les applications de santé à leur disposition, ils veulent jouer un rôle plus actif dans la prise en charge de leur santé.

Par ailleurs, face aux files actives de patients grandissantes, les alternatives de prise en charge doivent évoluer pour permettre aux cliniciens de consacrer davantage de temps aux cas complexes, tout en continuant à proposer des soins de qualité. De plus, pour certains patients, l'éloignement géographique, les contraintes professionnelles, les problèmes de santé ou tout simplement les engagements familiaux, sont autant de raisons qui peuvent compliquer l'accès aux soins et les visites au centre de réglage.

Pourtant, la nécessité de s'y rendre systématiquement peut être remise en question. En effet, une étude a montré que dans plus de 85 % des visites de routine, aucun changement de résultats aux évaluations n'a été observé pour les patients¹.

Dans ce contexte, Cochlear innove et modernise ses options de prise en charge en proposant des solutions de soins à distance. Avec Remote Care, Cochlear amène la santé connectée dans le domaine de l'implant cochléaire pour faciliter le quotidien des professionnels de santé et de leurs patients.

Deux outils complémentaires sont désormais proposés pour répondre à ces nouveaux besoins : Cochlear™ Remote Check et Cochlear™ Remote Assist. Zoom sur ces nouvelles alternatives et leurs bénéfices.

REMOTE CHECK :

LE PREMIER OUTIL POUR LA SURVEILLANCE ET L'ÉVALUATION À DISTANCE DES PATIENTS IMPLANTÉS COCHLEAR

Avec Cochlear Remote Check, les cliniciens peuvent suivre à distance les performances de leurs patients implantés cochléaires. Ces derniers effectuent une série de tests au moment le plus opportun pour eux, sans se déplacer à l'hôpital. Une fois que le patient a terminé, le clinicien analyse les résultats et détermine si une visite au centre est nécessaire. Ce nouveau service est conçu pour offrir plus de flexibilité et de praticité aux patients, mais également permettre aux cliniciens de se dégager du temps pour se concentrer sur la prise en charge de cas complexes, ou de nouveaux patients.

Et en pratique, comment s'utilise Remote Check ?

Les tests proposés dans Remote Check peuvent être personnalisés par le clinicien via le portail professionnel pour s'adapter à chaque patient et à la surveillance souhaitée. Les patients complètent l'ensemble des activités demandées via l'application Nucleus® Smart installée sur leur smartphone*, qu'ils soient chez eux, au travail ou en vacances.

Les tests proposés aux patients comprennent :

- La prise en photo du site de l'implant pour vérifier l'irritation ou l'inflammation de la peau.
- Un questionnaire en deux parties pour recueillir des informations sur la santé générale, l'ajustement et la qualité sonore du processeur, les activités d'écoute récentes, etc.
- Un audiogramme pour mesurer les seuils sur chaque fréquence.
- Un test de la parole dans le bruit pour évaluer les performances en présence de bruit de fond.
- Une mesure des impédances pour vérifier l'intégrité de l'implant.

En complément, des informations concernant le fonctionnement et l'état du processeur sont enregistrées, ainsi que les données d'utilisation.

Une fois les tests terminés, les données sont analysées par le clinicien au moment le plus opportun pour lui. L'interface intuitive et visuelle du portail professionnel permet d'interpréter facilement et rapidement⁴ les résultats.

Si les résultats des tests réalisés avec Remote Check sont conformes aux attentes, un suivi complémentaire immédiat ne sera pas toujours nécessaire. Dans le cas contraire, le clinicien pourra proposer une nouvelle consultation.

Deux options s'offrent à lui : un rendez-vous au centre de réglage ou une téléconsultation en utilisant Remote Assist, un nouvel outil développé par Cochlear.



LES AVANTAGES DE LA PRISE EN CHARGE À DISTANCE

POUR LES PATIENTS

POUR LE CENTRE D'IMPLANTATION

La praticité d'une prise en charge de qualité sans devoir se rendre systématiquement au centre.

La flexibilité de pouvoir proposer une prise en charge adaptée aux besoins de chaque patient.

- Un gain de temps et d'argent en réduisant le nombre de déplacements².
- La tranquillité d'esprit de savoir que le clinicien suit régulièrement les progrès qu'ils font.
- Un accès plus rapide à une prise en charge dans les situations urgentes.

- Un gain de temps et de ressources disponibles pour la clinique³.
- La possibilité de proposer des soins au moment et à l'endroit qui conviennent le mieux.
- La possibilité de suivre davantage de patients.

REMOTE CHECK EN QUELQUES CHIFFRES

Actuellement, Remote Check est disponible en 15 langues et utilisé dans 16 pays.
En Europe, 82 centres proposent ce suivi dans le parcours de soin du patient implanté et plus de 2 750 patients en bénéficient.

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

LES PATIENTS :

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

LES CLINICIENS :

- 82% ont trouvé les résultats de Remote Check faciles ou très faciles à analyser*
- 95% ont estimé que les informations étaient appropriées pour déterminer si une visite à l'hôpital était nécessaire pour le patient*
- 81% ont estimé que Remote Check avait une valeur ajoutée aux visites à l'hôpital*

REMOTE ASSIST : UNE VÉRITABLE TÉLÉCONSULTATION POUR ACCOMPAGNER LES PATIENTS

Si un suivi approfondi s'avère nécessaire, mais que le patient est dans l'impossibilité de se déplacer au centre, Cochlear Remote Assist permet de réaliser la consultation à distance, au travers d'une interface pratique, intégrant même la possibilité d'ajuster les réglages à distance.

Et concrètement, comment cela se passe-t-il ?

La première étape pour le clinicien consiste à planifier un rendez-vous avec le patient à partir du logiciel de réglage Custom Sound® Pro.

Le jour J, à l'heure du rendez-vous, le clinicien démarre la session Remote Assist via le logiciel de réglage et le patient, de son côté, se connecte à la session via l'application Nucleus Smart installée sur son smartphone*.

Remote Assist se révèle pratique pour le professionnel, comme pour le patient, puisqu'il n'est pas nécessaire de passer par une application ou un logiciel tiers ; tout se fait

à l'aide d'outils numériques déjà utilisés quotidiennement.

Pendant la téléconsultation, les progrès du patient sont évalués et les difficultés et défis rencontrés au quotidien sont discutés – par chat, audio et vidéo. Il est également possible de se connecter à distance au processeur afin de procéder à des ajustements de réglage enregistrés durant la session.

Une fois le processeur correctement réglé et le patient satisfait, la session peut être clôturée.



QUE FAUT-IL RETENIR ?

En tant que leader mondial des solutions auditives implantables, avec plus de 650 000 dispositifs implantés, les solutions de santé connectée de Cochlear s'appuient sur la connaissance des patients ainsi que sur l'expérience en matière de réglages et de programmation.

Avec Cochlear Remote Care, les professionnels peuvent :

- Proposer une prise en charge plus flexible à leurs patients
- Consacrer davantage de temps aux cas les plus complexes tout en continuant à proposer une prise en charge de qualité à l'ensemble de la file active.
- Rester connectés à leurs patients et suivre leurs performances, que ce soit au sein du centre ou dans leur vie de tous les jours.
- Impliquer les patients dans la gestion de leurs dispositifs et de leur expérience auditive.

Vous souhaitez proposer une prise en charge à distance à vos patients ? Votre interlocuteur Cochlear est à votre disposition pour vous guider dans la mise en place des solutions Cochlear Remote Care dans votre centre.

* L'application Nucleus Smart de Cochlear est disponible sur l'App Store et sur Google Play. Pour plus d'informations sur la compatibilité, rendez-vous sur <https://www.cochlear.com/apps/fr/sound-processor-and-app/compatibility>

Remote Check est compatible avec les processeurs Nucleus 7 et Kanso 2 et avec les implants des séries Profile Plus, Profile, CI500, CI24RE, CI24R et CI24M.

Remote est compatible avec les processeurs Nucleus 7 et Kanso 2 et avec les implants des séries Profile Plus, Profile, CI500 et CI24RE.

RÉFÉRENCES

1. Howe S, Mawman D. Audit of adult post-implant annual reviews and evaluation of patient-led review. *Cochlear implants international*. 2015 Jan 1;16(1):3-8.
2. Maruthurkara S, Case S, Rottier R. Evaluation of Remote Check: A Clinical Tool for Asynchronous Monitoring and Triage of Cochlear Implant Recipients. *Ear Hear*. 2021 Jul 27. doi: 10.1097/AUD.0000000000001106. Epub ahead of print. PMID: 34320523.
3. Cochlear Limited. D1739391. Remote Check Usage Investigation. April 2020.
4. Cochlear Limited. D1803506. Global Remote Check Pilot Clinician Evaluation – October 2020
5. Cullington H, Kitterick P, Weal M, et al Feasibility of personalised remote long-term follow up of people with cochlear implants: a randomised control trial. *BMJ Open* 2018
6. Cochlear Limited. D1803507 Global Remote Check Pilot Recipient Evaluation. October 2020. n=66 respondents
7. Cochlear Limited. D1803506 Global Remote Check Pilot Clinician Evaluation. October 2020

ReSound GN

“CHECK MY FIT”, LA FONCTIONNALITÉ QUI AIDE LES UTILISATEURS À METTRE LEURS AIDES AUDITIVES

Auteurs

Qi Yang, PhD; Michalis Papakostas, PhD; Jack Scott III, PhD; Greg Olsen, MS HCl; Kirill Kondrashov, PhD

Mettre des aides auditives est une tâche régulière et essentielle pour tout porteur d'aides auditives. L'insertion correcte des aides auditives peut être difficile pour beaucoup. Check My Fit est un outil conçu pour smartphone via l'application ReSound Smart 3D. Il permet aux utilisateurs de prendre rapidement une photo de leur aide auditive sur l'oreille et de vérifier son bon placement. Pour évaluer la convivialité et les avantages potentiels de Check My Fit, nous avons mené des études en laboratoire et sur le terrain. Nous avons constaté que Check My Fit est généralement facile à prendre en main et à utiliser, et que les insertions d'aides auditives assistées par Check My Fit ont tendance à être de meilleure qualité que les insertions sans cette fonctionnalité. Check My Fit a le potentiel d'offrir des avantages concrets aux nouveaux utilisateurs qui apprennent à insérer leurs aides auditives.

La plupart des audioprothésistes ont vécu ce qui suit : vous avez remarqué un utilisateur d'aides auditives dans un lieu public avec ses aides auditives mal insérées, et vous avez dû contrôler l'envie de tendre la main et de les mettre en place. Les audioprothésistes savent que lorsque les aides auditives ne sont pas portées correctement, elles sont généralement plus visibles et peuvent être moins confortables. Le bénéfice audiologique peut être réduit, car le son amplifié peut ne pas être délivré de manière appropriée au tympan et un Larsen peut se produire. Et il existe également un risque accru de perdre les aides auditives car elles peuvent facilement tomber sans être remarquées. Par conséquent, mettre des aides auditives est une tâche quotidienne essentielle pour les porteurs d'aides auditives et une compétence clé que les professionnels de la santé enseignent. Cependant, l'audioprothésiste n'a pas beaucoup d'options pour aider les utilisateurs avec cet aspect important du port d'aides auditives. Des personnes de l'entourage peuvent être chargées d'aider à s'assurer que l'utilisateur d'aides auditives porte ses aides auditives correctement, et des conseils visuels dans les manuels d'utilisation des aides auditives sont disponibles. De plus, l'utilisation d'un miroir pour aider à mettre les aides auditives est couramment utilisée mais donne une vision incomplète. Des miroirs offrant un angle de vision plus large sont disponibles, mais ils sont difficiles à utiliser et peu pratiques à emporter pour les utilisateurs pendant leur journée.

Même avec une bonne vue de l'oreille et de l'aide auditive, l'utilisateur doit toujours se fier à sa mémoire pour savoir si l'insertion de son aide auditive est idéale pour lui. Se souvenir puis reconnaître une scène visuelle est plus difficile que de comparer deux scènes visuelles. De plus, la capacité de mémoire de reconnaissance peut diminuer à mesure que

les gens vieillissent.^{1,2} Ceci est pertinent pour l'apprentissage de l'insertion des aides auditives puisque les utilisateurs sont actuellement chargés de se rappeler à quoi ressemble une insertion personnelle idéale après avoir quitté la séance d'appareillage.

ReSound suit la philosophie Organic Hearing™ dans le développement de ces aides auditives. Le principe d'Organic Hearing est de fournir des conseils et créer des solutions qui aident les gens à entendre naturellement, à se sentir naturels et à se connecter naturellement à leur environnement et à d'autres appareils. Le principe de sensation naturelle signifie que nous proposons des solutions qui minimisent l'effort physique et améliorent le confort de l'utilisateur. Conformément à ce principe, ReSound présente Check My Fit pour aider les utilisateurs à mettre leurs aides auditives afin qu'ils puissent les porter confortablement, en toute confiance et en toute sécurité, tout en obtenant les avantages escomptés tout au long de la journée. Check My Fit est une solution automatisée disponible sur smartphone qui permet aux utilisateurs de prendre rapidement une photo du placement de leur aide auditive et de la comparer à une insertion idéale de référence. Cela surmonte le problème de a) ne pas pouvoir voir facilement leur aide auditive spécifique sur leur propre oreille, et b) devoir se rappeler à quoi une bonne insertion est censée ressembler. De plus, Check My Fit est initialement un outil pour les aides auditives avec écouteur déporté (RIE) qui représentent 81 % des aides auditives vendues aux États-Unis.³ Ce document décrit la technologie derrière Check My Fit, et présente des preuves qu'il est facile et efficace pour les utilisateurs d'aides auditives à apprendre et à utiliser, et offre des avantages potentiels pour les utilisateurs novices d'aides auditives.

CONCEPTION DE L'INTERFACE HUMAINE

Prendre une photo de soi – un selfie – est une utilisation courante des smartphones qui est facile pour la plupart des gens. La simplicité des selfies sur les smartphones nous a incités à explorer comment cela pourrait être appliqué à la vérification de l'ajustement des aides auditives. Alors qu'un selfie est facile, prendre une photo de son oreille est difficile. Un utilisateur tenant un smartphone près de son oreille ne pourra pas voir l'écran et cadrer correctement la photo, ni appuyer facilement sur le déclencheur. La conception de Check My Fit dans l'application ReSound Smart 3D™ étend l'interaction selfie en automatisant le processus de cadrage et de prise de photos d'oreille dans les étapes suivantes (Figure 1) :

- À l'aide de la caméra frontale du smartphone, Check My Fit guide l'utilisateur pour centrer son visage sur l'écran (Figure 1a).
- Un algorithme de suivi du visage est utilisé pour guider de manière interactive l'utilisateur afin qu'il tourne lentement la tête vers la gauche ou la droite tout en maintenant le smartphone stable dans sa position d'origine (Figure 1b).
- Lorsque l'utilisateur tourne la tête, nous utilisons la vision par ordinateur pour localiser son oreille. Lorsqu'une oreille est détectée et stable dans une bonne position, une photo est prise et recadrée automatiquement. L'outil fournit une rétroaction auditive et tactile quasi continue tout au long de ce processus puisque l'utilisateur ne peut pas toujours voir l'écran (Figure 1c).
- Une fois la photo prise, une interface utilisateur côte à côte permet une comparaison rapide de la photo actuelle par rapport à une photo de référence, qui a été capturée lors de la session initiale d'ajustement des aides auditives sous la direction de l'audioprothésiste (Figure 1d).

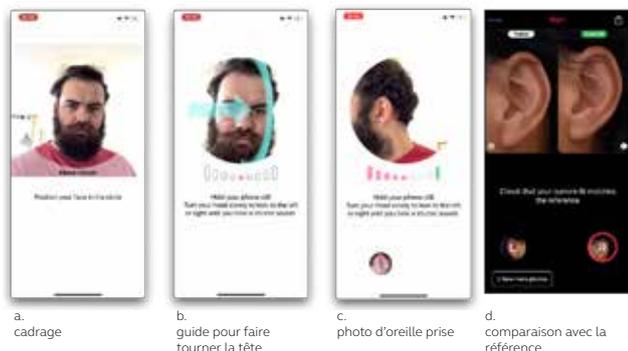


Figure 1. Flux de conception de l'interaction Check My Fit : (a) Guide pour positionner le visage dans le cadre (b, c) Instructions interactives pour prendre des photos d'oreille (d) Comparaison avec la photo de référence.

Check My Fit fournit un retour auditif, visuel et tactile redondant sur le smartphone pour tenir les utilisateurs informés et engagés dans le processus de prise de photos. Plus précisément, lors du cadrage du visage de l'utilisateur, un texte d'assistance et un cadre animé sont fournis. Une fois le visage de l'utilisateur correctement cadré, une flèche invite l'utilisateur à tourner la tête. Une visualisation dynamique de la progression avec des tonalités audio et un retour haptique, correspondant tous aux degrés de rotation de la tête en temps réel, vise également à guider l'utilisateur pour utiliser intuitivement Check My Fit. La rétroaction continue aide à guider les utilisateurs à travers le geste qui fait tourner la tête, même lorsqu'ils ne peuvent plus voir l'écran. Enfin, des bips d'anticipation et un son d'obturateur sont émis lorsqu'une oreille stable est détectée et que la photo est prise. Ce retour auditif informe l'utilisateur de garder le téléphone stable et d'attendre la prise de vue tant qu'il ne peut plus voir l'écran.

ARCHITECTURE LOGICIELLE

Le prototype Check My Fit a été conçu pour iPhone sur la plate-forme iOS, bien que cette fonctionnalité soit disponible dans le commerce pour iOS et Android™. Nous avons utilisé ARKit⁴ pour suivre l'orientation du visage de l'utilisateur en temps réel à l'aide de la caméra et des capteurs orientés vers l'avant. Le suivi du visage ARKit utilise un matériel de détection de profondeur à lumière structurée présent sur les appareils iOS récents. L'orientation du visage est utilisée pour générer un retour audio, visuel et haptique en temps réel mentionné ci-dessus. Lorsque le visage de l'utilisateur est tourné horizontalement à plus de 40 degrés, un modèle de vision par ordinateur de détection d'oreille personnalisé est activé. Une fois qu'une oreille a été détectée dans le flux d'images de la caméra et jugée stable, une image est capturée automatiquement et recadrée autour de l'oreille. Le suivi du visage et la détection des oreilles fonctionnent en temps réel.



Pour présenter Check My Fit aux nouveaux utilisateurs, nous avons créé un court tutoriel vidéo de 30 secondes montrant une brève utilisation de l'outil (Figure 1a). Cette vidéo a été utilisée dans les études décrites dans cet article.

Détection d'oreille

Nous avons formé un modèle de vision par ordinateur basé sur l'algorithme de détection d'objets en temps réel You Only Look Once (YOLO) version 25 pour reconnaître les oreilles. Nous avons rassemblé et annoté manuellement 1000 images du domaine public et de notre étude utilisateur préliminaire. Guidé par les travaux existants sur la prévention des biais dans les modèles d'apprentissage automatique⁶, nos images de formation couvraient divers tons de peau, ethnies et âges, ainsi que des perspectives, des conditions d'éclairage et des tailles d'oreille pour tenir compte de la diversité des utilisateurs et de l'utilisation de l'outil dans différentes situations.

Évaluation qualitative de la détection de l'oreille

Le modèle de détection de l'oreille a été évalué qualitativement par les auteurs, dont l'un est un audioprothésiste très expérimenté. Nous avons exécuté le modèle hors ligne sur un ensemble de données de test de 255 images, puis avons étendu la boîte englobante de l'oreille détectée à un carré en fonction de sa plus grande dimension pour montrer plus de contexte à l'utilisateur. Ceci est identique à la façon dont Check My Fit utilise le modèle. Les images recadrées basées sur la zone de délimitation agrandie ont été évaluées qualitativement. Chaque évaluateur a attribué une note de réussite ou d'échec à chaque image de sortie en fonction de la qualité du recadrage. Une image n'a réussi que si une oreille a été détectée et centrée dans l'image recadrée et que les limites du recadrage étaient relativement étroites autour de l'oreille (voir les images de la figure 2). L'évaluation qualitative a montré que la détection a réussi dans 97 % de l'ensemble de données de test et les évaluateurs ont montré un accord élevé sur les images considérées comme réussies, ce qui suggère que le modèle de détection de l'oreille est robuste.

ÉTUDES D'UTILISATEURS

Nous avons mené deux études pour évaluer les performances de Check My Fit : une petite étude en laboratoire axée sur l'ergonomie dans laquelle les participants ont utilisé l'outil au cours d'une session d'une heure, puis une étude sur le terrain

de 2 semaines simulant la période d'intégration/d'adaptation d'un nouvel utilisateur d'aides auditives afin d'examiner plus en détail les avantages potentiels de Check My Fit pour favoriser l'auto-insertion.

Dans les deux études, nous avons évalué la qualité d'insertion à l'aide d'une échelle subjective de 0 à 10 visant à correspondre à la profondeur d'insertion visuellement observable de l'aide auditive, 10 étant un ajustement optimal et 0 correspondant à l'écouteur non inséré du tout (voir Figure 2).

ÉTUDE 1 : ÉTUDE PILOTE EN LABORATOIRE

Nous avons mené une première étude pour évaluer la facilité d'utilisation de Check My Fit, si les utilisateurs peuvent être formés pour évaluer visuellement la qualité de l'insertion de l'aide auditive comme le ferait un audioprothésiste, et pour quantifier la relation entre la qualité visuelle et la qualité acoustique de l'insertion de l'aide auditive. Check My Fit a été comparé au fait d'auto-insérer l'aide auditive sans utiliser d'outils d'aide et à l'auto-insertion à l'aide d'un miroir pliable à main. Les participants ont été équipés d'aides auditives ReSound RIE couplées à des dômes fermés et programmées avec un gain d'insertion plat de 15 dB. Audioscan Verifit a été utilisé pour mesurer le gain d'insertion dans l'oreille réelle (REIG).

ÉTUDIER LE DESIGN

Sept employés de ReSound qui ne travaillaient pas dans l'ingénierie ou l'audiologie ont participé. Ils étaient âgés de 41 à 66 ans, dont 4 hommes et 3 femmes. Tous ont déclaré avoir des compétences dans l'utilisation générale des smartphones. Deux participants ont rapporté une expérience antérieure d'aide auditive. Chaque participant a été formé à l'insertion correcte des aides auditives et a pu pratiquer et évaluer visuellement la qualité de l'insertion à l'aide d'un miroir à main. Une photo de l'oreille de référence du placement correct de l'aide auditive du professionnel de la santé a été prise, et les participants ont ensuite été invités à apprendre à utiliser Check My Fit sans instruction. Ils ont inséré eux-mêmes les aides auditives plusieurs fois au cours d'une seule séance de 90 minutes.

Il y avait 5 conditions d'insertion :

1. Insertion sans aucun outil
2. Insertion à l'aide de Check My Fit
3. Insertion à l'aide d'un miroir pliable
4. Erreur forcée évaluée avec Check My Fit
5. Erreur forcée évaluée avec un miroir pliable

Pour évaluer la qualité acoustique de différentes qualités d'insertion visuelle, le professionnel de santé a ensuite inséré les aides auditives à différentes cotes d'insertion, comme illustré à la figure 2. Une mesure REIG a été effectuée pour chaque cote.

Pour les tâches d'erreur forcée, le professionnel de santé a d'abord inséré l'aide auditive avec une qualité d'insertion intentionnellement médiocre de 3. Les participants ont été chargés d'évaluer la qualité d'insertion à l'aide de Check My Fit ou du miroir pliable et ont été invités à ajuster l'insertion si nécessaire. Nous voulions observer comment ces deux outils les aidaient à évaluer et à améliorer la qualité d'insertion à partir d'un point de départ commun.

Après chaque tâche d'insertion, le professionnel de la santé a mesuré la profondeur d'insertion et évalué la qualité de l'insertion. L'ordre des paires de tâches 2, 3 et 4, 5 a été équilibré pour éviter les effets d'amorçage. À la fin de la session, une enquête démographique et une courte entrevue ont été administrées.

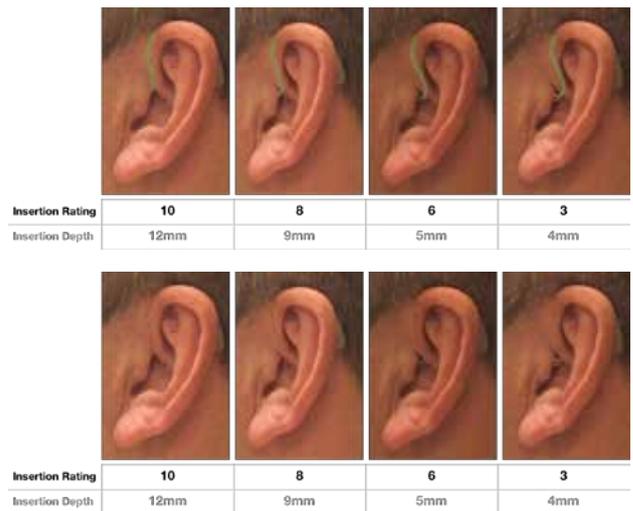


Figure 2. Exemple d'évaluations de la qualité d'insertion, le score correspond à la profondeur d'insertion mesurée du méat auditif externe à la partie la plus latérale de l'écouteur. Le fil de l'écouteur est mis en surbrillance dans le panneau supérieur pour mieux illustrer les insertions.

RÉSULTATS

Ergonomie

Check My Fit s'est avéré facile à apprendre et à utiliser, permettant aux participants de prendre rapidement une photo de leur oreille. Avec juste la vidéo du didacticiel, tous les participants ont pu apprendre à utiliser Check My Fit, la plupart d'entre eux apprenant immédiatement l'utilisation correcte. Cela suggère que le didacticiel vidéo à lui seul était efficace à cet égard.

À la fin de l'étude, 5 des 7 participants ont préféré utiliser Check My Fit et deux ont préféré le miroir pliable comme outil d'aide à l'insertion des aides auditives. Les participants qui ont préféré Check My Fit ont aimé pouvoir comparer leur photo d'insertion à la photo de référence, ce qui souligne l'avantage cognitif de la comparaison visuelle sans se fier à sa mémoire. De plus, ils ont apprécié le fait que l'application puisse être disponible sur leur téléphone et ne nécessite pas de transporter un outil supplémentaire. Un participant qui préférait le miroir a déclaré qu'un miroir permet de visualiser l'oreille en temps réel pendant les insertions, alors que prendre une photo n'est pas en temps réel.

Profondeur et qualité d'insertion

Les participants ont pu réaliser une auto-insertion de haute qualité, qu'ils aient utilisé Check My Fit ou le miroir. Comme les compétences initiales des participants étaient déjà élevées, nous n'avons constaté aucune amélioration de l'utilisation des deux outils. De plus, dans les essais à erreur forcée, tous les participants ont pu corriger une insertion de mauvaise qualité en une insertion de haute qualité (score moyen de 8-9) en utilisant à la fois Check My Fit et le miroir. Le degré élevé de compétence est probablement dû au fait que les participants ont effectué des insertions immédiatement après l'instruction ainsi qu'à la familiarité que certains avaient déjà avec les aides auditives.

Gain d'insertion

Nous avons constaté qu'un petit changement dans la profondeur d'insertion de l'écouteur de l'aide auditive peut avoir un impact marqué sur le gain délivré à l'oreille. Il y avait une réduction mesurable du REIG (Gain d'insertion) lorsque

l'écouteur de l'aide auditive était placé à un endroit moins profond dans le conduit auditif que celui initialement défini et prescrit par l'audioprothésiste.

Presque tous les participants avaient un écart maximal supérieur à 6 dB et un écart moyen supérieur à 2,5 dB sur toutes les fréquences lorsque la qualité d'insertion (profondeur) était à une cote de 3. Même à une qualité d'insertion plus élevée de 8, l'écart maximal est encore plus grand et supérieur à 5 dB pour presque tous les participants (Figure 3), dépassant ainsi la marge d'erreur recommandée de 5 dB dans le processus d'adaptation des aides auditives.⁷

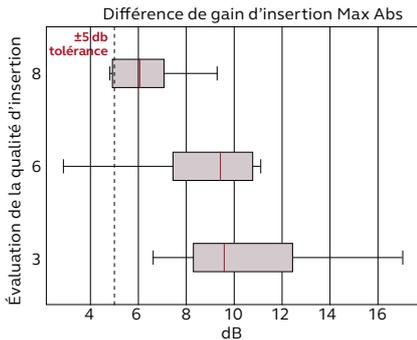


Figure 3. Écart absolu maximal des gains d'insertion pour différentes qualités d'insertion (note de 8, 6, 3 par rapport à une note « idéale » de 10). Dans la plupart des cas, l'écart est supérieur à 5 dB.

Potentiel Larsen acoustique

Sans surprise, nous avons constaté que des insertions de mauvaise qualité et moins profondes entraînent une plus grande probabilité de Larsen de l'aide auditive. Nous avons utilisé le gain stable maximal (MSG) comme mesure ; un MSG inférieur implique une plus grande probabilité de Larsen. Lorsque la qualité d'insertion est réduite à une note de 3, nous avons constaté une réduction minimale médiane du MSG de 11,6 dB.

ÉTUDE 2 : ÉTUDE DE TERRAIN SUR LES NOUVEAUX PORTEURS

Une étude sur le terrain a également été menée pour évaluer les avantages potentiels de Check My Fit dans un environnement réel et non supervisé. De plus, l'étude sur le terrain a inclus une population plus diversifiée pour s'assurer que le détecteur d'oreille fonctionne sur des personnes avec des tons de peau différents.

Dix-sept personnes qui n'avaient pas d'expérience avec les aides auditives ont participé. L'état auditif n'a pas été évalué car le but de l'étude était d'évaluer l'utilisation quotidienne de Check My Fit et des aides auditives factices ont été utilisées. L'âge moyen des participants était de 62 ans (fourchette de 48 à 79 ans), répartis entre 9 femmes et 8 hommes. Tous les participants étaient des utilisateurs réguliers de smartphones, avec plus de 90 % d'entre eux utilisant un iPhone. Nous avons tenté d'inclure une variété de couleurs de peau et d'origines ethniques pour nous assurer que le modèle de détection



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

Maxime Denuault

Audioprothésiste indépendant à Château-Gontier (53)

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

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

Rejoignez-nous !

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

➤ Acceptation sous réserve de conformité à la charte qualité Dyapason

d'oreille formé est robuste. Plus précisément, nous avons recruté 7 participants de teint foncé/brun (Type V et VI sur l'échelle de Fitzpatrick), 3 de teint moyen (Type II, III) et 7 de teint clair (Type I). Bien que ce ne soit pas un critère de recrutement, tous les participants étaient droitiers.

Les participants ont reçu un iPhone sur lequel Check My Fit était installé et des aides auditives RIE factices. Chaque participant a assisté à trois séances et effectué une tâche quotidienne d'insertion d'aides auditives sur une période de deux semaines (voir Figure 4). Aux fins de l'étude, une fonctionnalité de synchronisation dans le cloud a été implémentée dans l'application afin que les photos puissent être examinées à distance par le facilitateur de l'étude.

Nous avons demandé aux participants d'utiliser Check My Fit pour l'insertion uniquement du côté non dominant de leur main, dans l'idée qu'il pourrait naturellement être plus difficile de placer l'aide auditive. À titre de contrôle, ils n'ont pas utilisé Check My Fit pour placer les aides auditives du côté de leur main dominante.

PROCÉDURE

Tâche quotidienne

Les participants ont effectué une tâche en deux parties quotidiennement pendant deux semaines, sauf pendant trois jours où on leur a demandé de faire une pause (comme indiqué dans les cercles gris de la figure 4). La première tâche était l'insertion; les participants ont été invités à mettre les aides auditives et à utiliser Check My Fit sur leur oreille latérale non dominante pour vérifier la qualité de l'insertion, en les réinsérant s'ils le jugeaient nécessaire. Les participants ont été invités à utiliser d'autres outils tels qu'un miroir pour vérifier l'insertion du côté dominant s'ils le souhaitaient. Une fois que le participant était convaincu qu'il avait correctement inséré les aides auditives, il passait à la deuxième tâche.

Les données ont été collectées dans la deuxième partie de la tâche, où les participants ont pris des photos des deux oreilles à l'aide de Check My Fit. Les photos de cette étape n'étaient affichées par l'application que sous forme de petites vignettes pour empêcher le participant de les utiliser pour évaluer la qualité d'insertion. Après la tâche, les participants ont retiré les aides auditives factices et ne les ont pas portées pendant le reste de la journée.

Jour 0 - Première session : La session initiale comprenait l'obtention du consentement, des instructions sur l'insertion de l'aide auditive et la tâche quotidienne.

Semaine 1 : Les participants ont été invités à effectuer la tâche quotidienne chaque jour (Figure 4, cercles bleus).

Jour 7 - Appel d'enregistrement : Un appel vidéo a été effectué avec le participant pour s'enregistrer. Les participants ont été invités à prendre des photos de l'oreille à l'aide de Check My Fit, puis ils ont été invités à insérer leurs prothèses auditives factices et à prendre une autre série de photos. Les photos d'insertion ont été examinées pour évaluer leur qualité d'insertion. Si la qualité de l'insertion était jugée médiocre par le professionnel de santé, les participants étaient encouragés à réinsérer les dispositifs. Les participants ont été encouragés à fournir des commentaires sur la tâche quotidienne et à exprimer toute préoccupation ou tout problème de confort qu'ils rencontraient. Ils ont ensuite été informés des tâches de la semaine 2.

Semaine 2 : Chaque participant a effectué la tâche d'insertion quotidienne pendant 2 jours après l'appel d'enregistrement. Ils ont ensuite pris une pause de 3 jours, puis ont de nouveau

effectué la tâche d'insertion quotidienne pendant les 2 derniers jours de l'étude.

Jour 14 - Session de fin d'étude : Au cours de la dernière session, les participants ont été invités à prendre des photos de l'oreille avec Check My Fit, puis à insérer leurs aides auditives et à prendre une autre série de photos de l'oreille. Les participants ont ensuite été invités à évaluer leur confiance dans l'insertion de leur aide auditive avant de voir les photos de l'oreille. On leur a ensuite demandé d'évaluer la qualité de leur insertion sur la base d'une comparaison visuelle avec la photo de référence, et on leur a demandé s'ils réinséreraient leurs aides auditives en fonction de leur évaluation. Les participants ont répondu à une autre courte enquête en ligne dans les 24 heures, concluant leur participation de 2 semaines.

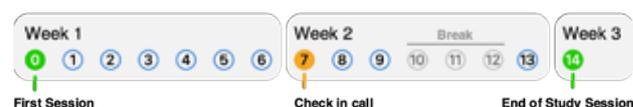


Figure 4. Calendrier des études sur le terrain.

Résultats

Dans l'ensemble, nous avons collecté un total de 1428 photos d'oreille au cours de 234 sessions individuelles, couvrant environ 17 heures de temps d'interaction.

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ D'INSERTION

Un audioprothésiste ainsi que deux étudiants diplômés en audiologie ont inspecté visuellement chacune des 1428 photos prises par les participants et les ont notées de 0-insertion inacceptable (par exemple, écouteur non inséré dans l'oreille) à 10-insertion optimale (Figure 2). Pour évaluer la cohérence entre les évaluateurs, nous avons effectué une ANOVA à mesures répétées avec l'évaluateur et la méthode (Check My Fit and Control) comme facteurs intra-sujets. L'ANOVA a montré un effet principal significatif de l'évaluateur [$F(2, 32) = 5,7, P = 0,008, \eta^2 = 0,262$] et de la méthode [$F(1, 16) = 5,0, P = 0,039, \eta^2 = 0,239$] mais aucune interaction entre évaluateur et méthode [$F(2, 32) = 1,7, C = 0,206, \eta^2 = 0,094$]. Cela indique que les insertions sont cohérentes. L'effet significatif de la méthode indique des notes globales plus élevées pour Check My Fit, en moyenne.

PERFORMANCE D'INSERTION

Nous avons sélectionné les dernières paires de photos d'oreille de chaque session de tâche de chaque participant pour évaluer la qualité des insertions en utilisant Check My Fit par rapport au côté contrôle, totalisant 471 photos. Nous avons sélectionné uniquement les photos finales, car les participants prennent généralement plusieurs photos pendant le processus d'insertion, probablement pendant qu'ils ajustent leurs insertions. Ainsi, les dernières photos sont après qu'ils aient terminé l'insertion et qu'ils l'ont considérée comme bonne. Nous avons effectué une ANOVA sur mesures répétées sur la note moyenne de chaque participant par méthode avant et après la pause de trois jours et avons trouvé un effet principal significatif de la méthode [$F(1, 15) = 6,2, P = 0,025, \eta^2 = 0,293$]. Le temps (performance d'insertion avant ou après la pause) n'était pas un facteur significatif [$F(1, 15) = 0,009, P = 0,927, \eta^2 = 0,001$], et nous n'avons trouvé aucune interaction entre le temps et la méthode [$F(1, 15) = 0,7, P = 0,410, \eta^2 = 0,046$]. Cela suggère que les participants effectuent de meilleures insertions avec Check My Fit que sans. Dans l'ensemble, la qualité d'insertion de Check My Fit a été notée de 0,3 à 0,5 unité supérieure à celle du contrôle et la pause de la deuxième semaine n'a pas affecté les performances d'insertion.

En traçant la note moyenne de Check My Fit par rapport à Control pour chaque participant (Figure 5), nous constatons que 70 % des participants avaient des insertions jugées meilleures pour Check My Fit que Control. Certains d'entre eux étaient largement meilleurs, tandis que pour les 5 participants où Control était meilleur que Check My Fit, la marge était plus petite.

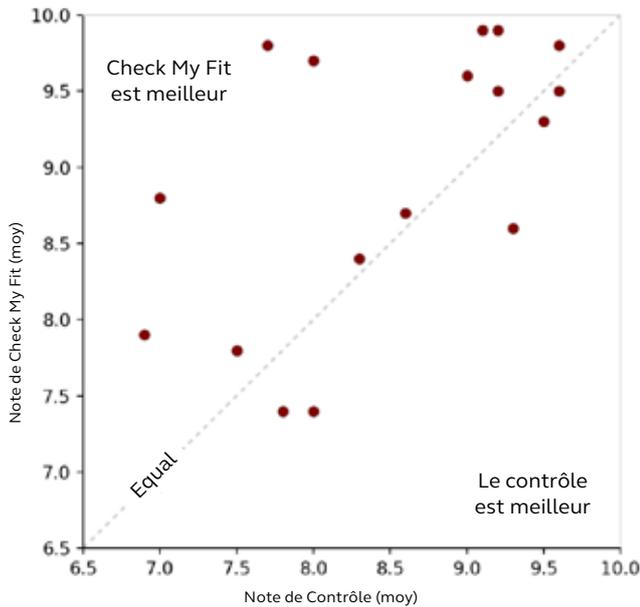


Figure 5. La note Check My Fit moyenne d'un participant par rapport à la note Contrôle montre que beaucoup réussissent mieux avec Check My Fit que sans (Contrôle). Les points de données au-dessus de la ligne diagonale indiquent une meilleure note avec Check My Fit, et les points en dessous de la ligne diagonale indiquent une meilleure note avec Contrôle.

Il y avait également une corrélation significative entre les méthodes d'insertion ($r = 0,580$, $P = 0,015$), ce qui pourrait signifier que les participants étaient généralement bons dans les deux méthodes, ou pas très bons dans l'une ou l'autre. Plusieurs participants maîtrisaient les deux méthodes, comme le montre le groupe de points de données dans le coin supérieur droit de la figure 5.

DISCUSSION

L'étude 1 a montré que Check My Fit est hautement apprenable et utilisable, et a vérifié que la qualité d'insertion visuellement observable (profondeur d'insertion) est fortement liée à l'amplification délivrée à l'oreille ainsi qu'au risque de Larsen. Un petit écart (par exemple, une note de qualité de 8) par rapport à l'insertion idéale a entraîné une détérioration significative des gains précis et du MSG, soulignant l'importance audiolinguistique pour les utilisateurs d'aides auditives de pouvoir mettre leurs aides auditives correctement.

Dans l'étude 2, nous avons constaté que les insertions assistées par Check My Fit étaient de meilleure qualité que la condition de contrôle. L'effet était significatif, a persisté tout au long des 2 semaines de l'étude et s'est maintenu après une courte pause. Si Check My Fit n'avait aucun effet sur la qualité d'insertion, nous nous attendrions à ce que le côté Check My Fit soit de qualité inférieure car il s'agit du côté non dominant. Cependant, nous avons observé que le côté Check My Fit avait une qualité légèrement supérieure. Cela peut suggérer que l'avantage de qualité de Check My Fit est plus important que ce que nous avons mesuré.

Notamment, alors qu'un petit nombre de participants ont exprimé une incertitude sur la façon d'évaluer leur qualité d'insertion ou l'objectif de la tâche d'insertion (par exemple, "Je ne sais pas quoi chercher"), les mêmes participants ont quand même montré une amélioration de l'insertion avec Check My Fit versus Contrôle.

Cela suggère que le simple fait d'avoir une référence visuelle peut être bénéfique pour les utilisateurs pour évaluer intuitivement leur insertion plutôt que de se fier à la mémoire, même s'ils n'ont pas exprimé comment ils font de telles évaluations. En général, nous avons vu que la plupart des participants effectuaient bien leurs auto-insertions, obtenant une note supérieure à 7 chaque jour. Fait intéressant, nous n'avons pas observé d'amélioration significative de la qualité d'insertion au fil du temps.

Les deux études ont indiqué que Check My Fit est facile à apprendre et très utilisable. Presque tous les participants ont pu l'apprendre et l'utiliser après avoir visionné une courte vidéo sans instructions. Ils ont conservé la compétence tout en utilisant Check My Fit indépendamment à la maison. Les participants ont pu prendre une photo d'oreille utilisable avec succès et rapidement (souvent en quelques secondes) et avec très peu de tentatives (avec un taux d'échec d'environ 9 % lorsqu'une photo a dû être reprise).

RÉSUMÉ

Check My Fit répond à un problème largement reconnu d'apprentissage de l'utilisation des aides auditives et s'inspire du principe d'audition organique de ReSound d'une sensation naturelle. Check My Fit est une solution automatisée basée sur smartphone via l'application ReSound Smart 3D permettant aux utilisateurs de prendre rapidement une photo du placement de leur aide auditive et de la comparer à une insertion idéale de référence. Nous l'avons conçu pour aider les porteurs à insérer leurs aides auditives, une tâche quotidienne importante qui peut être difficile. Son design s'inspire et prolonge l'interaction typique de la prise d'un selfie. Nous avons mené une étude en laboratoire et une étude sur le terrain de deux semaines pour évaluer l'ergonomie et les avantages pour l'utilisateur de Check My Fit. Dans l'ensemble, nous avons constaté que Check My Fit est facile à apprendre et à utiliser, robuste dans l'utilisation indépendante par les nouveaux utilisateurs d'aides auditives, et son utilisation est corrélée à une meilleure qualité d'insertion.

RÉFÉRENCES

1. Glisky EL. Changes in cognitive function in human aging. *Brain aging: Models, methods, and mechanisms*. 2007 Apr 19;1.
2. Rhodes S, Greene NR, Naveh-Benjamin M. Age-related differences in recall and recognition: A meta-analysis. *Psychonomic Bulletin & Review*. 2019 Oct;26(5):1529-47.
3. Strom K. Hearing Aid Sales Increase by 37% in 2021. *Hearing Review*. <https://hearingreview.com/practice-building/marketing/surveys-statistics/hearing-aid-sales-increase-by-37-in-2021-and-by-12-over-2019>. Accessed 2022/05/09.
4. https://developer.apple.com/documentation/arkit/content_anchors/tracking_and_visualizing_faces. Accessed 2022/05/09.
5. Redmon J, Farhadi A. YOLO9000: better, faster, stronger. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition 2017* (pp. 7263-7271).
6. Buolamwini J, Gebru T. Gender shades: Intersectional accuracy disparities in commercial gender classification. In *Conference on fairness, accountability and transparency 2018 Jan 21* (pp. 77-91). PMLR.
7. Gatehouse S, Stephens SD, Davis AC, Bamford JM. Good practice guidance for adult hearing aid fittings and services. *British Association of Audiological Scientists Newsletter*. 2001;36.
8. Roberts WE. Skin type classification systems old and new. *Dermatologic clinics*. 2009 Oct 1;27(4):529-33.

Motion™ Charge&Go

La seule gamme BTE
surpuissante et
100% rechargeable
disponible en coloris
enfant.

Be
Brilliant™



signia



Design compact
adapté à l'enfant



Rechargeable
jusqu'à 61h
d'autonomie



Bluetooth
Connectivité iPhone



Signia Assistant



Protection IP68
étanche poussière
et eau

Signia Motion Charge&Go X enfants

Sécurisé, pratique et adapté aux plus jeunes.

- 4 nouveaux coloris vitaminés
- 2 niveaux de puissance : Motion C&G X P et SP
- Technologie rechargeable pour une utilisation simple, jusqu'à 61h d'autonomie**
- Plus de sécurité : pas de tiroir pile et un coude sécurisé
- Technologie Bluetooth® Low Energy*** avec streaming direct iOS

AX Augmented
Xperience



Bleu galactique Bleu turquoise Rose perle Rouge sport



Chargeur classique

Chargeur Dry&Clean
avec fonction séchage

[signia-pro.com](https://www.signia-pro.com)

* Révélez-vous. ** Pour la version SP : plus d'informations sur le site www.signia-pro.com et www.signia.net. *** Basse consommation.
Motion C&G X est destiné aux personnes souffrant de troubles de l'audition, caractéristiques techniques disponibles sur le site internet du fabricant. Motion C&G X et l'application Signia App sont des dispositifs médicaux de classe IIa. Les chargeurs sont des dispositifs médicaux de classe I. 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 WSAUD A/S sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Android, Android robot et Google Play sont des marques déposées de Google LLC. Le robot Android est reproduit ou modifié à partir d'un travail créé et partagé par Google et utilisé conformément aux conditions décrites dans la licence d'attribution Creative Commons 3.0. Apple App Store est une marque déposée d'Apple Inc. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Les appareils auditifs 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 €). ©WSAUD A/S 2022. Imprimé en France | Arlys Création | 09/2022



Auteur

Mikaël MÉNARD

Responsable de formation et d'application

STYLETTO AX : UNE AIDE AUDITIVE MODERNE ET DIFFÉRENTE POUR DÉSTIGMATISER L'APPAREILLAGE AUDITIF

En 2018, Signia a lancé une nouvelle génération d'aides auditives au design moderne et différenciant avec Styletto. Ce concept a évolué au cours des années en intégrant les technologies les plus modernes et performantes tout en mettant en avant un design innovant et une utilisation moderne. Primés à de multiples reprises (Award-Winning Design CES), Styletto revient en France en septembre 2022 dans sa 4^{ème} version, intégrant la dernière plateforme AX pour des performances audiologiques inégalées et un design modernisé. Avec Styletto, nous proposons aux personnes encore réticentes à l'appareillage, une solution en accord avec les standards actuels. Une solution qui leur correspond tant en termes d'esthétisme que de praticité au quotidien. Une solution différente de celle de leurs parents ou grands-parents.

UN TAUX D'APPAREILLAGE EN FRANCE QUI AUGMENTE, MAIS SUIVANT L'ÂGE

Le taux d'appareillage des personnes malentendantes en France a fortement progressé ces dernières années. Nous sommes passés d'un taux d'appareillage de 30% en 2012 à plus de 45% en 2022 soit plus de 15% d'augmentation en seulement 10 ans (Figure n°1).

Cette forte évolution peut trouver son explication dans la mise en place d'un reste à charge à zéro, l'évolution des performances et des technologies, la communication, le maillage des audioprothésistes, les messages relayés par le corps médical...

Cependant, quand on analyse en détail ces résultats on peut constater que cette évolution n'est pas répartie de manière homogène suivant les tranches d'âge des patients malentendants (Figure n°2).

La plus forte progression provient des patients les plus jeunes (<= 44 ans) pour lesquels on peut constater une forte évolution du taux d'appareillage sur 10 ans, passant de 23% à 49%.

La tranche d'âge la plus élevée (>65 ans) nous montre une évolution plus constante dans le temps.

Enfin pour la tranche d'âge moyenne entre 45 et 65 ans, on peut constater une progression beaucoup plus faible. En 10 ans, le taux d'appareillage a progressé de 12% alors que dans le même temps, pour les malentendants les plus jeunes, cette progression a été de 25%. Soit le double !

Cette plus faible évolution peut s'expliquer par la perte qui, dans cette tranche d'âge, est statistiquement plus faible. Elle peut s'expliquer également par l'image stigmatisante de l'appareillage. Cette tranche d'âge, contrairement aux plus jeunes, est moins habituée aux oreillettes connectées, et le port d'un appareil renvoie à une mauvaise audition, au handicap et au vieillissement.

La conséquence étant que, seuls 3 patients malentendants sur 10 sont appareillés entre 45 et 64 ans, et ce malgré les bénéfices reconnus de l'appareillage précoce permettant de stimuler et rééduquer un système auditif qui a encore toutes ses capacités, de prévenir et d'éviter l'isolement, la dépression, les troubles cognitifs et cérébraux. L'image

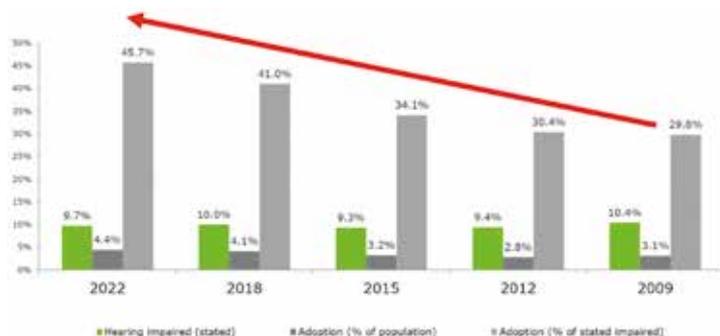


Figure n°1 : Évolution du pourcentage de personnes malentendantes appareillées en France en gris clair. On constate la forte évolution de ce pourcentage avec les années. En vert le pourcentage de personnes malentendantes est resté stable et en gris foncé, le pourcentage de personnes appareillées par rapport à la population globale a lui aussi évolué statistiquement. (Eurotrak France 2022).

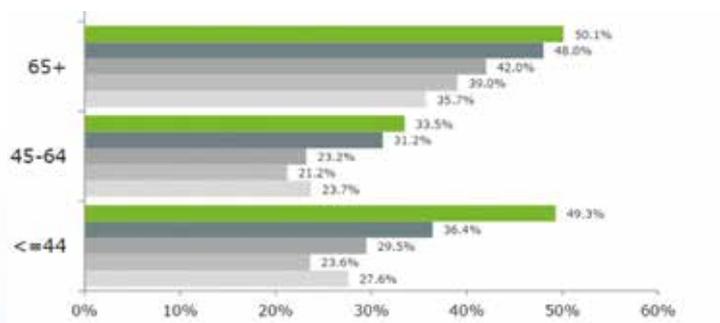


Figure n°2 : Évolution du pourcentage de personnes malentendantes appareillées en France par tranche d'âge. On peut voir la croissance, quelle que soit la tranche d'âge considérée, mais une progression plus lente chez les 45-64 ans. (EuroTrak France 2022).

stigmatisante de l'appareillage, associant la correction auditive à l'âge, à la notion d'handicap, et au design traditionnel des anciennes prothèses auditives, est l'obstacle psychologique numéro 1 à cet appareillage.

STYLETTO AX



Figure 3 : Les nouveaux Styletto AX.

Un design moderne

Moderniser le design des appareils est l'une des clés pour les rendre plus attractifs, plus élégants... Toutefois, cela ne doit pas se faire au détriment des performances audiologiques. Par le passé, des aides auditives au design moderne ont été développées mais n'ont pas trouvé leur place auprès des audioprothésistes cherchant à proposer, à juste titre, les meilleures performances auditives possibles.

Le design des aides auditives traditionnelles était jusqu'ici imposé et contraint par l'utilisation d'une pile. Un design qui n'avait donc que peu évolué au cours de ces dernières années. Aujourd'hui, la révolution du rechargeable nous permet de proposer des batteries en lieu et place des traditionnelles piles. Par leur forme modulable, les batteries nous permettent de proposer des appareils aux formes nouvelles et originales. Les aides auditives Styletto AX en sont un parfait exemple avec un design d'appareil qui n'a pas été conçu autour d'une pile, mais d'une batterie qui a été développée pour le design de l'appareil. Malgré cela, aucun compromis n'a été fait concernant ses performances et Styletto AX offre les mêmes performances en termes d'audiologie que nos autres appareils basés sur la dernière plateforme AX.

Cette même notion de batterie rechargeable nous permet d'envisager une utilisation différente des aides auditives. Nos smartphones, nos accessoires sont connectés... Tous sont rechargeables et équipés de batteries technologie Lithium-ion permettant aujourd'hui à nos aides auditives l'avancée la plus pérenne, en accord avec les nouvelles utilisations. Pas de changement de pile ou de contrainte particulière. Nos aides auditives Styletto AX offrent cette même souplesse !

Une utilisation moderne

Le concept de Styletto AX ne s'arrête donc pas à son design mais concerne aussi son utilisation.

Les Styletto AX fonctionnent avec leur écran de charge et de rangement nomade, comme on le retrouve pour les oreillettes connectées par exemple. Très petit et discret, sa batterie interne permet de charger les appareils en toute autonomie, lorsqu'ils sont rangés. Entièrement chargés, les Styletto AX avec le chargeur nomade offrent ainsi une autonomie de 5 jours (à raison de 20h d'utilisation par jour) et un système de charge extrêmement simple, puisqu'il suffit de positionner les appareils dans l'écran. 3 heures suffisent à recharger entièrement

les appareils et 20 minutes permettent 5 heures d'autonomie supplémentaires. Aucune autre intervention n'est nécessaire. La fonctionnalité marche/arrêt automatique permet de s'affranchir de toute manipulation. Cet étui tient aisément dans une poche pour avoir ses aides toujours chargées et à portée de main.



Figure 4 : Chargeur nomade (à gauche) et chargeur Dry&Clean pour les appareils Styletto AX (à droite)

De plus, pour les patients souhaitant bénéficier d'un mode de charge plus complet incluant une déshumidification et un nettoyage par UV, les Styletto AX peuvent être rechargés à l'aide du chargeur Dry&Clean qui leur est dédié.

Une compatibilité Bluetooth® et Smartphone

Les Styletto AX intègrent le protocole Bluetooth Low Energy* offrant à l'utilisateur une connectivité optimale entre ses appareils et son environnement.

Avec un smartphone (iOS et Android récent), les appels téléphoniques, l'écoute de la musique ou encore le son des vidéos sont transmis en streaming direct et en stéréo, dans les deux aides auditives, sans aucun relais intermédiaire. Désormais avec la plateforme AX, la conversation téléphonique est aussi simple qu'avec une oreillette Bluetooth grand public, puisque le patient peut décrocher et raccrocher son appel simplement en « tapotant » sur l'une des aides auditives (fonction CallControl). Sa voix étant désormais directement captée par les micros de l'appareil.

Les accessoires offrent également de nombreuses possibilités. Le son du téléviseur est transmis directement dans les aides auditives grâce à StreamLine TV. Et, avec le StreamLine Mic, les utilisateurs bénéficient du streaming audio en stéréo, des appels mains libres depuis tous les périphériques Bluetooth®, ainsi que de la fonction micro-déporté, idéale pour les réunions. Enfin, l'application Signia App™ permet au patient une interaction poussée avec ses appareils : contrôler le volume, la direction d'écoute, connaître l'état des batteries, interagir avec une intelligence artificielle pour le réglage des aides, permettre à l'audioprothésiste de réaliser des réglages à distance sur les appareils et bien d'autres fonctionnalités encore à venir. Tout ça peut maintenant se faire en toute discrétion et de manière intuitive, directement sur l'écran de son smartphone.



Figure 5 : Captures d'écran de l'application Signia App™ et de quelques fonctionnalités accessibles par l'utilisateur.

EN CONCLUSION

Avec Styletto AX, nous proposons une nouvelle approche de l'aide auditive : une solution moderne, au design inédit sur le marché, offrant toutes les fonctionnalités de connectivité et de rechargeabilité. Tout cela en accord avec les attentes des nouveaux utilisateurs qui n'avaient jusqu'à aujourd'hui pas de solution adaptée, avec un design différent sans aucun compromis sur les performances audiologiques intégrées. Les études ont permis de mettre en évidence l'apport important de Styletto par rapport à l'offre actuelle pour ces patients de 45 à 65 ans présentant une perte légère à moyenne. Ceci ayant pour but final de prendre en charge la presbycusie de manière précoce, dès son diagnostic par le médecin, et ainsi de traiter au mieux cette pathologie pour éviter les potentielles complications.



L'ENCODAGE NEURONAL DE L'ENVELOPPE DU STIMULUS FACILITÉ PAR LA TECHNOLOGIE WIDEX PURESOUND



Christopher Slugocki, PhD, est chercheur, Francis Kuk, PhD, est directeur, Petri Korhonen, MSc, est chercheur senior et Neal Ruperto, AuD, est chercheur en audiologie au Widex Office of Research in Clinical Amplification (ORCA) à Lisle, Ill.

Pour toute CORRESPONDANCE avec le Dr Slugocki : christopher.slugocki@wsa.com

Cet article est reproduit avec l'autorisation de The Hearing Review. Tous droits réservés. Traduction de l'anglais vers le français assurée par Widex. Titre original : « Neural Encoding of the Stimulus Envelope Facilitated by Widex ZeroDelay Technology », p. 28-31, The Hearing Review, août 2020.

La recherche nous a montré que les auditeurs s'appuient sur les indices de l'enveloppe du stimulus pour bien comprendre la parole dans des conditions de silence ou de bruit. Cette étude compare trois aides auditives haut de gamme, dont les aides auditives Widex MOMENT utilisant la technologie ZeroDelay™ du programme PureSound, pour évaluer leur impact sur la capacité du système auditif central à encoder l'enveloppe temporelle des sons entrants – et donc sur la potentielle distorsion de qualité de l'encodage de cette enveloppe disponible pour le traitement des aires auditives supérieures.

Widex a toujours conçu des aides auditives visant à fournir à leurs porteurs un son le plus naturel possible. Cela implique d'assurer un signal d'entrée non déformée même à des niveaux d'intensité élevés¹, de fournir une amplification suffisante sur une gamme de fréquences étendue², et de préserver les caractéristiques temporelles naturelles du son à l'aide d'une compression lente³. Le programme PureSound disponible sur les aides auditives MOMENT™ récemment introduites exploite la technologie ZeroDelay™ pour préserver encore davantage l'intégrité des sons entrants dans les adaptations ventilées (et particulièrement les adaptations ouvertes). Ceci est réalisé en raccourcissant le retard de traitement de l'aide auditive à moins de 0,5 ms sur toutes les fréquences.

Le retard ultra-faible de PureSound renforce la simultanéité entre le son amplifié du récepteur de l'aide auditive et le son direct (non amplifié) qui atteint le conduit auditif via l'évent. Résultat : un signal quasiment exempt d'effet de filtre en peigne⁴, qui conférerait une sonorité « métallique » ou « creuse ».⁵ Nos études ont effectivement montré que le programme PureSound améliorerait la qualité sonore et la perception de la voix du porteur pour les porteurs d'adaptations ouvertes⁴ sans sacrifier l'intelligibilité de la parole à des RSB réalistes.⁶

Une meilleure simultanéité entre les signaux amplifié et direct préserve également l'enveloppe naturelle du son. Il s'agit d'un élément important, car des études suggèrent que les

auditeurs se basent sur les informations de l'enveloppe pour bien comprendre la parole dans des environnements calme ou bruyants.⁷ Dans le cerveau, les informations d'enveloppe sont encodées par une « synchronisation de décharge » dans lequel des populations de neurones se « verrouillent en phase » (phase-lock) selon les modulations périodiques de l'enveloppe sonore. Cette synchronisation des décharges, issu du nerf auditif, est transmise le long des voies auditives, où elle est traitée et transformée par des processus auditifs plus complexes. Sur les auditeurs, l'activité (verrouillée en phase) des neurones auditifs peut être enregistrée à l'aide de l'électroencéphalographie (EEG). Ces signaux EEG sont généralement appelés réponses soutenues en fréquence (Frequency-Following Responses ou FFR, cf. étude de Skoe et Kraus⁸) ou réponses soutenues en enveloppe (Envelope-Following Responses ou EFR) lorsqu'on étudie l'activité neuronale entraînée par l'enveloppe temporelle.⁹

Généralement les tests d'EFR mesurent la manière dont les neurones auditifs encodent la fréquence fondamentale (f_0) des sons de la parole (par exemple voyelles). Étant donné que les composantes harmoniques d'une voyelle sont toutes modulées en amplitude à partir de la fréquence fondamentale (f_0), le recours à la parole synthétique permet d'observer la manière dont l'amplitude de l'enveloppe est représentée sur différentes fréquences. Des études suggèrent que des EFR plus robustes

sont associées à de meilleures capacités de compréhension de la parole dans le bruit¹⁰ et à des différences de capacités de traitement auditif entre des groupes d'auditeurs discriminés par leur sens musical¹¹ ou leur expérience des langues tonales¹². Inversement, on constate que les EFR provoquées par la parole se dégradent en présence d'un bruit de fond.¹³

Dans cette étude, nous examinons comment la technologie ZeroDelay a un effet sur la capacité du système auditif central à encoder l'enveloppe temporelle des sons entrants. Ceci fournirait des informations importantes sur la manière dont le retard dû au traitement du signal des aides auditives peut déformer la qualité du code de l'enveloppe temporelle disponible pour le traitement auditif central de haut niveau.

Nous émettons l'hypothèse que l'interaction entre le son direct et le son amplifié dans une adaptation ouverte crée des schémas d'interférence qui déforment l'enveloppe temporelle (donc la fréquence fondamentale f_0) de la syllabe synthétisée /da/ dans l'EFR. De plus, la distorsion de l'enveloppe temporelle devrait être plus forte pour les aides auditives à adaptation ouverte avec des retards de traitement plus longs. Nous avons donc établi une comparaison entre les EFR mesurées avec le programme Widex PureSound et celles mesurées avec des aides auditives haut de gamme de deux grands fabricants présentant des retards de traitement plus longs⁴. Nous prévoyons que les aides auditives avec des retards plus longs entraîneront des EFR moins robustes que celles du programme PureSound.

MÉTHODOLOGIE DE L'ÉTUDE

Participants. Un total de 16 auditeurs malentendants âgés ont participé à l'étude. Les sujets étaient âgés de 58 à 81 ans, avec un âge moyen de 69,8 ans. Dix auditeurs étaient porteurs d'aides auditives au moment de l'étude, avec une expérience d'utilisation allant de 1 à 15 ans. L'un des auditeurs avait participé antérieurement à des études sur les aides auditives, mais n'était pas alors porteur d'une aide, et 5 d'entre eux n'avaient jamais porté d'aides auditives. Les sujets souffraient d'une perte auditive neurosensorielle bilatérale symétrique légère à modérée (10 dB ou moins) (Figure 1).

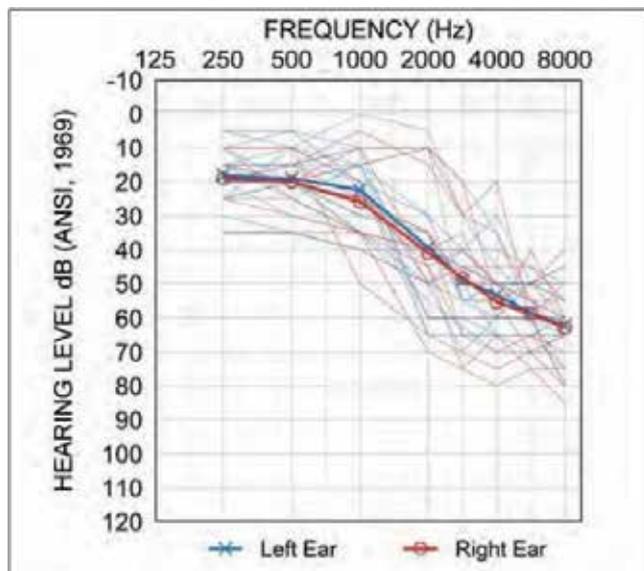


Figure 1. Pure-tone audiograms for the left (blue x's) and right (red circles) ears of 16 hearing-impaired older adult listeners. Thinner and thicker lines represent individual and average listener audiograms, respectively.

Tous les sujets ont passé le test d'évaluation cognitive de Montréal (score MoCA moyen = 26,2). Le protocole a été approuvé par le comité d'évaluation d'une institution externe et tous les participants ont donné leur consentement éclairé.

Aides auditives. Le programme PureSound, qui équipe les aides auditives Widex MOMENT, a été comparé aux produits hauts de gamme de deux autres fabricants avec un objectif de gain NAL-NL2 avec les paramètres par défaut. Tous les appareils ont été couplés à l'aide de dômes ouverts à adaptation immédiate. Les trois aides auditives étaient dotées de fonctions de traitement de pointe telles qu'en offrent les produits hauts de gamme, notamment microphones directionnels adaptatifs, réduction du bruit et gestion du Larsen, à l'exception du programme PureSound qui utilise un microphone omnidirectionnel. Les mesures acoustiques indiquaient un retard large bande de 0,5 ms pour le programme PureSound, et des retards respectifs de 8 ms et 6 ms pour le Fabricant 1 et le Fabricant 2.

Électroencéphalographie. Les enregistrements ont été réalisés dans une cabine isolée phoniquement. Une syllabe /da/ (durée = 50 ms) synthétisée par Klatt était émise à 70 dB PL en polarités alternatives sur plus de 8 000 stimuli (4 000 par polarité). Les stimuli étaient émis en champ libre (en salle anéchoïque) via un haut-parleur amplifié positionné à 1 m directement en face des auditeurs. L'EEG des auditeurs a été enregistré à

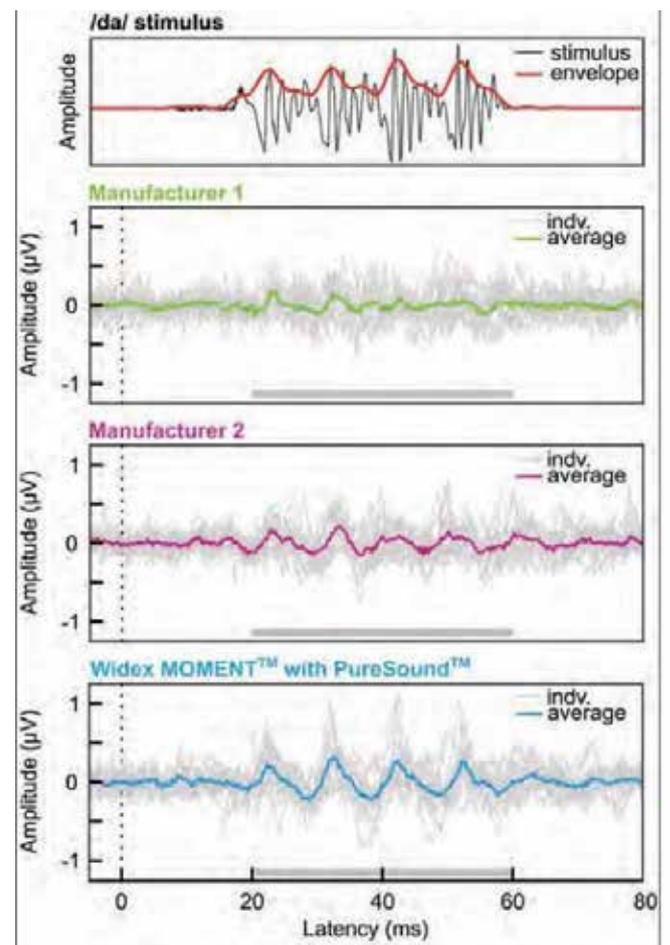


Figure 2. Envelope-following responses (EFRs) evoked by a synthetic /da/ syllable (top panel) compared across three premium current generation hearing aids, including the Widex MOMENT with PureSound (lower panel). Upper panel shows the /da/ syllable (black line) and its envelope (red line). Lower panels show EFRs from individual listeners (grey lines) as well as the average across listeners (colored lines). Horizontal grey bars denote the analysis window of the fast Fourier transform used to produce the amplitude spectra in Figure 4.

l'aide d'un montage vertical, avec une électrode vertex active (Cz), et comme référence les lobes de l'oreille reliés, avec le haut du front comme masse. L'impédance à l'emplacement des électrodes a été maintenue sous les 35 kΩ. L'activité des électrodes a été capturée à l'aide d'un amplificateur de biosignal tec.g.USBamp (Guger Technologies, GmbH) à un taux d'échantillonnage de 19,2 kHz.

Analyse. Les enregistrements de données EEG continues ont tout d'abord été filtrées entre 80 Hz et 2000 Hz puis découpées (partitionnées) entre -10 et 80 ms par rapport au début du stimulus. Les données par stimulus étaient rejetées si elles contenaient une activité supérieure à $\pm 35 \mu\text{V}$. Environ 7 400 enregistrements (3 700 par polarité) ont franchi l'élimination des artefacts et ont ensuite été moyennés dans le domaine temporel pour chaque combinaison d'auditeur et de condition.

RÉSULTATS

La **Figure 2** compare les EFR dans le domaine temporel mesurées pour chaque condition d'aide auditive par rapport à la syllabe synthétique /da/. L'enveloppe temporelle de la syllabe /da/ est représentée par la ligne rouge dans le graphique du haut. Nous pouvons voir que les EFR moyennes (indiquées par les lignes colorées en gras dans les graphiques ci-contre) sont les plus proches de l'enveloppe du stimulus /da/ lorsque les auditeurs portaient l'aide auditive Widex MOMENT avec PureSound. À l'inverse, les EFR étaient déformées lorsque les auditeurs portaient les aides auditives haut de gamme des deux autres fabricants.

L'avantage du traitement PureSound est également visible dans le domaine temps-fréquence, comme le montre la **Figure 3**. Ici, les données du domaine temporel moyennées ont été décomposées par des transformées en ondelettes continues à l'aide d'ondelettes de Morse analytiques (complexes). Les figures générées montrent la puissance des EFR à chaque fréquence sur la durée du stimulus /da/. Les couleurs plus claires reflètent un encodage plus robuste de l'enveloppe temporelle. La comparaison entre les trois aides auditives montre que la condition PureSound présente le plus de « aune » et de « bleu clair », concentrés autour de 100 Hz. Ceci suggère que PureSound a maintenu l'énergie continue la plus élevée correspondant à la fréquence f_0 de la syllabe /da/, suivi par le Fabricant 2, puis le Fabricant 1.

Les spectres d'amplitude moyens des EFR de chaque condition d'aide auditive sont présentés à la **Figure 4**. Nous voyons ici que le pic spectral de l'EFR correspondant à l'enveloppe /da/ (c'est-à-dire $f_0 = 100$ Hz) était le plus élevé pour PureSound, suivi par le Fabricant 2 puis le Fabricant 1.

Une analyse de variance des mesures répétées (ANOVA) a confirmé que l'énergie du pic f_0 était fortement affectée par l'aide auditive ($F(1,20,18,06) = 6,48, p = 0,016, \eta^2 = 0,18$). Les tests t d'échantillons couplés post-hoc (à deux échantillons, $\alpha = 0,05$) indiquaient que les EFR étaient effectivement plus robustes lorsque les auditeurs portaient les aides auditives Widex MOMENT avec PureSound qu'avec les appareils haut de gamme des Fabricants 1 et 2. De plus, les EFR étaient plus puissantes pour le Fabricant 2 que pour le Fabricant 1.

Pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent que des retards plus longs générés par certaines aides auditives haut de gamme déforment l'encodage neuronale de l'enveloppe temporelle d'un son en appareillage ouvert.

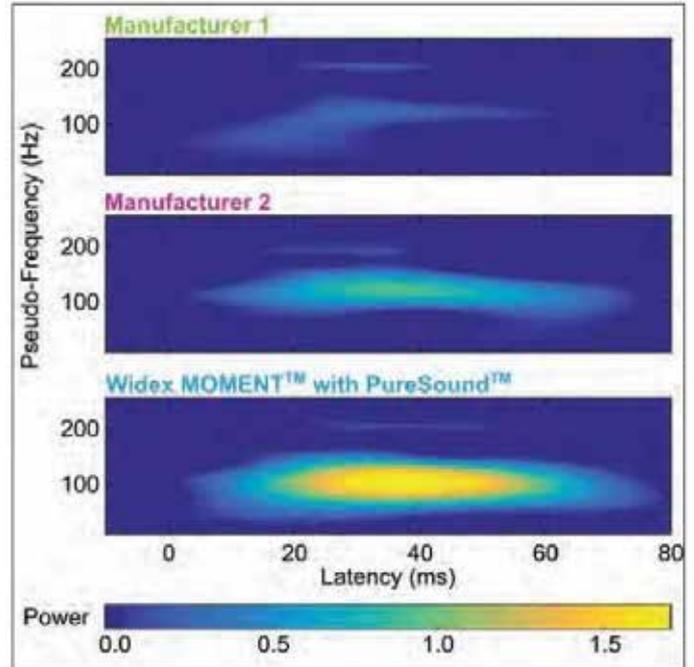


Figure 3. Envelope-following responses (EFRs) visualized in the time-frequency domain for three different hearing aid conditions (panels).

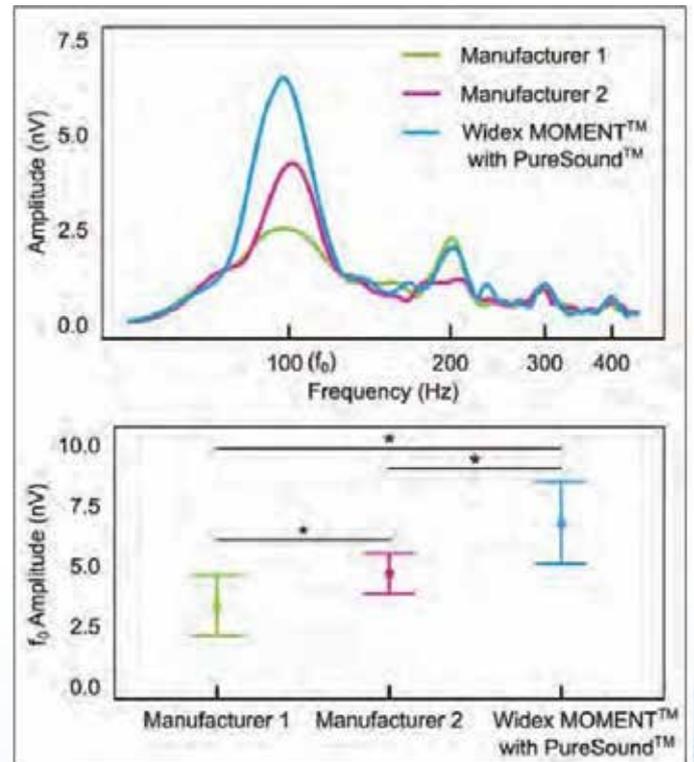


Figure 4. Envelope-following response (EFR) amplitude spectra (top panel) and average spectral energy corresponding to f_0 of the /da/ syllable (lower panel) measured in the three hearing aid conditions (colored lines). Error bars represent 95% confidence intervals of the means. Horizontal bars denote significant contrasts, * $p < 0,05$.

DISCUSSION

Dans les adaptations ouvertes, nous avons constaté que la technologie ZeroDelay présente dans le programme PureSound de l'aide auditive Widex MOMENT favorisait un encodage neuronale robuste de l'enveloppe de parole. En revanche, les appareils hauts de gamme récents des deux autres fabricants, qui présentaient des retards de traitement plus longs, déformaient fortement cet encodage de l'enveloppe du signal d'entrée. Cette observation s'ajoute aux préférences pour la qualité sonore du programme PureSound présentées par Balling et al⁴ et suggère qu'il est nécessaire de reconsidérer les critères d'acceptabilité du retard des aides auditives dans les adaptations ouvertes (voir notamment Stone et al, 2008¹⁴).

Les effets à long terme d'une distorsion de l'encodage de l'enveloppe temporelle, en particulier dans des conditions d'écoute difficiles, sont actuellement inconnus. Selon le Framework for Understanding Effortful Listening (FUEL) proposé par Pichora-Fuller et al¹⁵, la compréhension de la parole peut nécessiter une énergie cognitive (c'est-à-dire un effort) plus grande lorsque la qualité du signal dont dispose l'auditeur n'est pas optimale. On suppose que la fréquence fondamentale d'un locuteur cible fournit une information importante pour extraire la voix cible des informations auditives concurrentes non pertinentes, par exemple d'autres locuteurs¹⁶ ou des bruits ambiants. Plus précisément, les enveloppes facilitent probablement les processus liés à l'analyse des scènes auditives¹⁷ en conservant l'énergie de la parole sur différentes fréquences et dans le temps pour renforcer la perception de la hauteur de la voix¹⁸ et l'identification du locuteur¹⁹.

L'encodage neuronal de f0 (c'est-à-dire l'EFR), du moins chez les auditeurs à audition normale, semble refléter fidèlement la perception de la hauteur²⁰ et prédire les capacités de compréhension de la parole dans le bruit¹⁰. Si ces informations sont continuellement déformées, les activités d'écoute quotidiennes peuvent alors demander un effort supérieur à celui que les auditeurs peuvent ou veulent consacrer. Avec le temps, ceci peut engendrer un stress chronique, une fatigue et un isolement social, avec des effets négatifs sur la cognition et la qualité de vie.²¹

Swaminathan et Heinz⁷ postulent que les déficits de compréhension de la parole dans le bruit chez les auditeurs souffrant de pertes auditives neurosensorielles peuvent refléter partiellement la perte d'informations de l'enveloppe temporelle qui seraient normalement récupérées à partir de la structure temporelle fine. Ceci est similaire à la manière dont l'EFR représente l'encodage de la modulation d'amplitude récupérée sur les composantes harmoniques du signal de parole. On s'attendrait en effet à ce que les pertes auditives neurosensorielles engendrent ce type de problèmes, suite à l'élargissement bien documenté de la courbe d'accord cochléaire.²² Toutefois, des études à la fois perceptuelles et neurophysiologiques suggèrent que l'encodage neuronal de l'enveloppe temporelle de la parole ne se dégrade pas suite à une perte auditive neurosensorielle, du moins dans le silence.^{23, 24} Pour expliquer ces observations, on a avancé une forme de plasticité compensatoire au niveau du tronc cérébral ou du cerveau moyen qui aurait pour effet de restaurer l'encodage de l'enveloppe dans le silence, mais cesserait de fonctionner dans des conditions d'écoute complexes ou avec des informations d'enveloppe dégradées (cf. étude de Parthasarathy et al, 2019²⁵). Si c'était confirmé, cela ouvrirait la voie à des stratégies d'appareillage qui renforcent la représentation neuronale de l'enveloppe en améliorant la préservation de l'enveloppe du signal initial au moyen de technologies telles que des vitesses de compression plus lentes

ou, comme démontré ici, des retards de traitement ultra-courts dans les adaptations ouvertes.

Nous devons également envisager que l'effet rapporté dans cette étude puisse expliquer en partie les fortes préférences des auditeurs pour le programme PureSound, basées sur l'évaluation de la qualité sonore et de la voix du porteur.⁴

Il s'agit là d'observations importantes qui pourraient faciliter une transition en douceur vers la perception sonore d'un patient nouvellement appareillé et améliorer l'acceptation des aides auditives et la satisfaction des primo-utilisateurs. En effet, les tendances cliniques à la prescription de dômes ouverts à adaptation immédiate reflètent le besoin d'assurer une expérience confortable et naturelle dès le premier appareillage. Les professionnels de l'audition rencontrent toujours des difficultés à encourager les patients souffrant de pertes auditives légères à modérées à adopter des aides auditives. De nombreux patients ne perçoivent qu'un handicap limité, et l'occlusion et l'inconfort causés par l'appareil l'emportent souvent sur les avantages d'une meilleure audibilité.²⁶ Les adaptations ouvertes confèrent à leurs porteurs une impression de transparence accrue de l'appareil, des effets d'occlusion réduits et une satisfaction supérieure.²⁷ La technologie ZeroDelay s'ajoute à ces avantages pour rendre le primo-appareillage encore plus transparent.

Nous disposons désormais de plusieurs séries de preuves qui suggèrent que la technologie ZeroDelay utilisée par le programme PureSound améliore la transparence des appareillages ouverts en éliminant les distorsions spectrales et temporelles associées au retard des aides auditives. Bien que cette étude ait porté sur des adaptations ouvertes, nos observations s'appliquent probablement à d'autres adaptations ventilées, car l'effet de filtre en peigne peut survenir dans de nombreuses adaptations permettant des fuites acoustiques. Ceci signifie que la technologie ZeroDelay pourrait potentiellement bénéficier à une majorité de porteurs d'aides auditives, et pas uniquement à ceux souffrant de pertes auditives légères. Prises dans leur ensemble, ces qualités peuvent encourager l'adoption des appareils et la satisfaction des patients que nous aidons à ramener dans l'univers des sons naturels.

RÉFÉRENCES

1. Oeding K, Valente M. The effect of a high upper input limiting level on word recognition in noise, sound quality preferences, and subjective ratings of real-world performance. *J Am Acad Audiol*. 2015;26(6):547-562.
2. Peeters H, Lau C, Kuk F. Speech in noise potential of hearing aids with extended bandwidth. *Hearing Review*. 2011;18(3), 28-36.
3. Kuk F. Rationale and requirements for a slow acting compression hearing aid. *Hear Jour*. 1998;51(6):45-53, 79.
4. Balling L, Townend O, Stiefenhofer G, Switalski W. Reduced hearing aid delay for optimal sound quality: a new paradigm in processing. *Hearing Review*. 2020;27(4):20-26.
5. Bramslov L. Preferred signal path delay and high-pass cut-off in open fittings. *Int J Audio*. 2010;49(9):634-644.
6. Kuk F, Ruperto N, Slugocki C, Korhonen P. Efficacy of directional microphones in open-fitting under realistic signal-to-noise ratios. *Hearing Review*. 2020;27(6) [Jun]:20-23.
7. Swaminathan J, Fleinz MG. Psychophysiological analyses demonstrate the importance of neural envelope coding for speech perception in noise. *J Neurosci*. 2012;32(5): 1747-1756.
8. Skoe E, Kraus N. Auditory brainstem response to complex sounds: A tutorial. *Ear Hear*. 2010;31(3):302-324.
9. Aiken SJ, Picton TW. Envelope and spectral frequency-following responses to vowel sounds. *Hear Res*. 2008;245(1-2):35-47.

- 10. Song JH, Skoe E, Banai K, Kraus N. Perception of speech in noise: Neural correlates. *J Cogn Neurosci.* 2011 ;23(9):2268-2279.
- 11. Musacchia G, Strait D, Kraus N. Relationships between behavior, brainstem and cortical encoding of seen and heard speech in musicians and non-musicians. *Hear Res.* 2008;241 (1-2):34-42.
- 12. Krishnan A, Xu Y, Gandour J, Cariani P. Encoding of pitch in the human brainstem is sensitive to language experience. *Cogn Brain Res.* 2005;25(1): 161 -168.
- 13. Li X, Jeng FC. Noise tolerance in human frequency-following responses to voice pitch. *JAcoust Soc Am.* 2011; 129(1):EL21-EL26.
- 14. Stone M, Moore B, Meisenbacher K, Derleth R. Tolerable hearing aid delays. V. Estimation of limits for open canal fittings. *Ear Hear.* 2008;29(4):601-617.
- 15. Pichora-Fuller MK, Kramer SE, Eckert MA, et al. Hearing impairment and cognitive energy: the framework for understanding effortful listening (FUEL). *Ear Hear.* 2016;37:55-275.
- 16. Summers V, Leek MR. F0 processing and the separation of competing speech signals by listeners with normal hearing and with hearing loss. *J Speech Lang Hear Res.* 1998;41:1294-1306.
- 17. Bregman AS. *Auditory Scene Analysis: The Perceptual Organization of Sound.* Cambridge, Mass: Bradford Books, MIT Press;1990.
- 18. Oxenham AJ. Pitch perception. *J Neurosci.* 2012;32(39):13335-13338.
- 19. Baumann O, Belin P. Perceptual scaling of voice identity: common dimensions for different vowels and speakers. *Psychol Res.* 2010;74:110-120.
- 20. Coffey EBJ, Colagrosso EMG, Lehmann A, Schownwiesner M, Zatorre RJ. Individual differences in the frequency-following response: Relation to pitch perception. *PLoS ONE* 2016;11 (3): 1-27.
- 21. Pichora-Fuller MK, Mick PT, Reed M. Hearing, cognition, and healthy aging: social and public health implications of the links between age-related declines in hearing and cognition. *Semin Hear.* 2015;36:122-139.
- 22. Liberman MC, Dodds LW. Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hear Res.* 1984; 16:55-74.
- 23. Lorenzi C, Gilbert G, Cam H, Gamier S, Moore BC. Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc Natl Acad Sci USA.* 2006;103:18866-18869.
- 24. Kale S, Heinz MG. Envelope coding in auditory nerve fibers following noise-induced hearing loss. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2010;11:657-673.
- 25. Parthasarathy A, Bartlett EL, Kujawa SG. Age-related changes in neural coding of envelope cues: peripheral declines and central compensation. *Neurosci.* 2019;407, 21-31.
- 26. Kochkin S. MarkeTrak VIII: the key influencing factors in hearing aid purchase intent. *Hearing Review.* 2012;19(3): 12-25.
- 27. Gnewikow D, Moss M. Hearing aid outcomes with open- and closed-canal fittings. *Hear Jour.* 2006;59(11):66-72.

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

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

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



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

Paroles de pros



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

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

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

Retrouvez-nous sur www.surdi.info



Avec le soutien de





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

CONTACTEZ NOUS

À partir de 35€/an

99€ pour 4 ans

5 rue Saint-Didier
52600 HORTES

03 25 87 57 22

@ contact@ab2a.fr

ab2a.bailly

ÉCOUTER VOIR

AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA

AIX / DRAGUIGNAN / MARSEILLE / NICE / SAINT-RAPHAËL

REJOIGNEZ-NOUS !

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



CDI
Statut Cadre



55-70K€ annuels brut
Fixe + variable



Centres certifiés
Bureau Veritas QualiAudio



Entreprise responsable
Socialement engagée



Chèques déjeuner
Comité d'entreprise
Nombreux avantages



Région privilégiée
Soleil, mer & montagne

ENVOYEZ VOTRE CV À :
RECRUTEMENT@LAMUT.FR



la Mut' MUTUALITÉ FRANÇAISE

www.lamut.fr
Organisme agréé par le Collège des Mutualités
N° SIREN 552 068 131



Il est où le bonheur ?



30 ans
d'Expérience
reconnue

Chez Audition Conseil !

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

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



AUDITION CONSEIL

Le Bonheur est dans l'Oreille

RENCONTRONS-NOUS !

Audition Conseil France
acfparis@auditionconseil.fr
01 56 56 75 61

345 centres | 1^{er} Réseau d'Audioprothésistes Indépendants sous Enseigne Nationale

auditionconseil.fr |

STYLETTO™ AX

Le design à la rencontre
de la performance auditive.



Be
Brilliant™



signia

Styletto AX

L'audition augmentée d'AX Upgrade avec un nouveau design exclusif
et épuré, toujours plus moderne.



Fonction CallControl

pour décrocher un appel,
directement via double tape



OVP™ 2.0

pour une perception naturelle de sa
propre voix et de l'environnement



Auto EchoShield

pour une réduction automatique
des réverbérations gênantes



HandsFree for iOS***

pour un échange téléphonique
en mains libres



Chargeur
nomade

Chargeur
Dry&Clean

Jusqu'à
5 jours
d'autonomie**



Noir
& Argent

Bleu cosmique
& rose doré

Blanc neige
& rose doré

6 nouveaux coloris



Noir
& Graphite

Noir
& Or fin

Bleu cosmique
& Argent

Bleu cosmique
& Or fin

Blanc neige
& Argent

Blanc neige
& Or fin



Augmented
Xperience

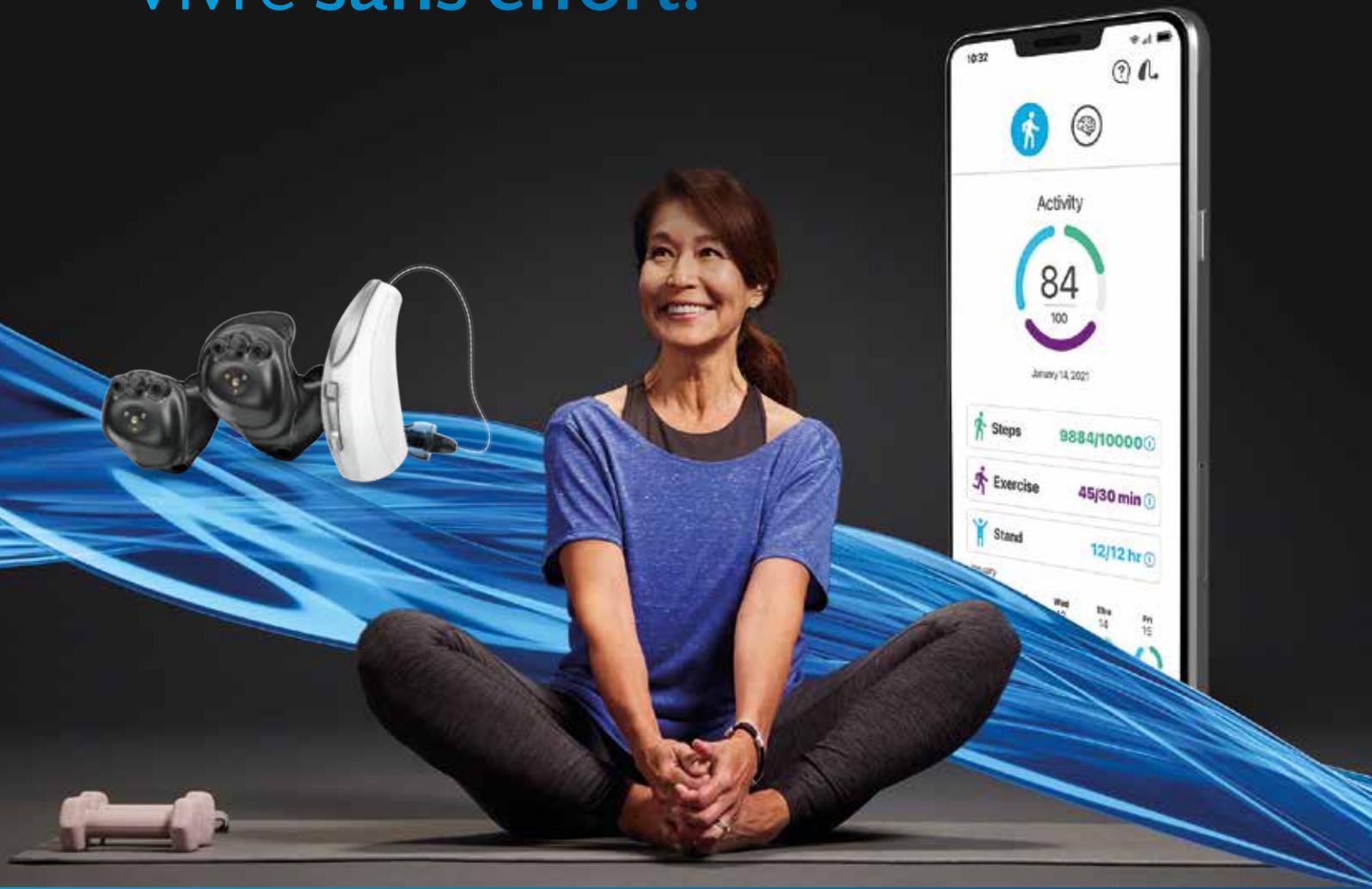
signia-pro.com

* Révélez-vous. ** 20h d'autonomie dont 17h avec streaming + 4 recharges avec le chargeur nomade. *** Mode mains libres pour appareils iOS. Disponibilité à partir de l'iPhone 11, iOS version 15.1 ou plus. Ces produits sont destinés aux personnes souffrant de troubles de l'audition. Caractéristiques techniques disponibles sur le site internet. Pour un bon usage, veuillez consulter les manuels d'utilisation. Les aides auditives et l'application Signia App sont des dispositifs médicaux de classe IIa. Les marques et symboles Bluetooth® sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par WSAUD A/S sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Android, Android robot et Google Play sont des marques déposées de Google Inc. Apple App Store est une marque déposée d'Apple Inc. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Les aides auditives sont des dispositifs médicaux remboursés par les organismes d'assurance maladie. Classe 1 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336246, droite / 7336223, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7336200, droite / 7336230, gauche (400 €). Classe 2 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336163, droite / 7336140, gauche (1400 €) et + de plus 20 ans : 7379971, droite / 7336186, gauche (400 €). 09/2022 ©WSAUD A/S.

evolv^{AI}



Entendre sans effort. Vivre sans effort.



Les aides auditives Evolv AI s'inscrivent parfaitement dans la dynamique quotidienne de vos patients. Elles les aident à rester connectés à leurs proches et à mieux vivre de façon plus saine et en meilleure santé.

Le tout sans effort.



Engagement & suivi d'activité

Le patient surveille ses activités physiques et cérébrales.



TeleHear™

Vous ajustez à distance en toute facilité les aides auditives de vos patients où qu'ils soient même en vacances.



Mode Edge

Mettre l'IA entre les mains du patient grâce à cette fonction, a des avantages prouvés en termes d'audibilité de la parole¹.



Audio bidirectionnel

Le patient converse simplement en mains libres via un iPhone² grâce aux microphones des aides auditives.

Pour en savoir plus, rendez-vous sur starkeypro.fr ou academie.starkey.fr

¹ Voir l'article scientifique « Mode Edge : encore plus évolué avec Evolv AI », disponible sur starkeypro.com

² Compatible avec les appareils iPhone 11, iPhone 11 Pro, iPhone 11 Pro Max et modèles ultérieurs, ainsi qu'avec les appareils iPad Pro 12,9 pouces (5e génération), iPad Pro 11 pouces (3e génération), iPad Air (4e génération) et iPad (6e génération).