

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Janvier / Février 2024 - Vol 37 - N°1 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR

DOSSIER
MÉMOIRES DES ÉCOLES
D'AUDIOPROTHÈSE :
PARIS & NANCY
PRÉSENTÉS À L'EPU 2023

MÉTIER ET TECHNIQUE
DÉSERTS MÉDICAUX -
QUELLES SOLUTIONS TECHNIQUES
EN AUDIOLOGIE ?

CAS CLINIQUES
DE LA CA VERS LA CO :
ILLUSTRATION DE L'IMPORTANCE
DU SUIVI PROTHÉTIQUE

LIMITES DE L'APPAREILLAGE SUR UNE
PERTE COMPLEXE EN PENTE DE SKI

IMPLANT COCHLÉAIRE
CLASSIFICATION DES SURDITÉS
DE L'ADULTE ET CRITÈRES
D'INDICATION DE L'IMPLANT
COCHLÉAIRE

DES SOLUTIONS BINAURALES SYNCHRONISÉES¹ POUR TOUS

AB est **le seul** à proposer en partenariat avec Phonak trois options permettant d'entendre des deux côtés, y compris Naída/Sky CI M + CROS.



D'UNE OREILLE À L'AUTRE



Marvel CI + Marvel CI

Solution auditive binaurale synchronisée pour les personnes implantées bilatérales Naída/Sky CI M.



Marvel CI + Phonak Link M²

Solution synchronisée bimodale pour les personnes implantées unilatérales Naída/Sky CI M.



Marvel CI + Phonak CROS P-13

Solution synchronisée qui transmet de manière directe tous les sons de l'oreille non implantée vers celle équipée d'un processeur Naída/Sky CI M.

Connecting to life.



1. comportement synchronisé des deux systèmes via échange de données sans fil : reconnaissance automatique des environnements AutoSense OS, directivité variable des microphones, partage des commandes manuelles, connexion Bluetooth® universelle sans accessoires...

2. concerne les aides auditives compatibles Naída & Sky Link M.

Les Cahiers de l'Audition

Vol 37 - N°1 - Janvier / Février 2024

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

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

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

Rédacteur en chef :

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

Conception et réalisation :

MBQ - BERTET Stéphanie
stephanie.bertet@mbq.fr

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

Président : DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président : COLIN David

2^e Vice Présidente : BALET Charlotte

Secrétaire général : RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe : GUEMAS Céline

Trésorier Général : ROY Thomas

Trésorier Général adjoint : POTIER Morgan

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

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

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

Dépot Légal à date de parution

Le mot du président *Matthieu Del RIO*

3

5 Editorial *Paul AVAN*

Dossier

7

- Étude du lien entre les résultats des tests d'enveloppe temporelle et de structure fine et les résultats audioprothétiques, en fonction du nombre de canaux des appareils auditifs.
Marie CHARLES 7
- Élaboration d'un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit.
Martin CHAILLET 17

Métier et technique

25

- Déserts médicaux - Quelles solutions techniques en Audiologie ? L'Intelligence Artificielle, élément manquant pour répondre aux différents enjeux médicaux, éthiques et réglementaires ?
Nicolas WALLAERT, Hadrien JEAN, Nihaad PARAOUTY, Dr Laurent SEIDERMANN, Dr Arnaud DEVEZE, Pr Eric TRUY

32 Cas clinique

- De la CA vers la CO :
Illustration de l'importance du suivi prothétique.
Jehan GUTLEBEN

Implant cochléaire

39

- Classification des surdités de l'adulte et critères d'indication de l'implant cochléaire
Arnaud COEZ

Cas Clinique proposé par Audika

42

- Limites de l'appareillage sur une perte complexe en pente de ski
Cyrille COUDERT

Veille technique

Les innovations
des industriels

44

Actualités 55

ReSound GN

Une ère nouvelle pour l'audition

La solution la mieux notée pour
l'écoute dans le bruit*. Plus petite
que jamais. Sans compromis. Et...



Pour en savoir plus
RDV sur pro.resound.com



ReSound Nexia

* Par rapport aux anciens produits. Note NPS de l'utilisateur final, données consignées. Octobre 2023. Dispositif médical de classe IIa, remboursé par les organismes d'assurance maladie. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. Fabricant : GN Hearing SAS. RCS 509689915. FR72509689915

LE MOT DU PRÉSIDENT



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse

Chers Collégiens,
Chers Confrères,
Chers Étudiants,

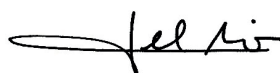
Avant toute chose, je souhaite adresser mes meilleurs vœux à tous nos étudiants et à tous les professionnels de l'audiologie pour cette nouvelle année qui débute. Mais c'est également avec beaucoup de plaisir que je vous retrouve pour ce premier numéro de 2024 des Cahiers de l'Audition. Un numéro qui fait bien évidemment la part belle à l'événement phare de la profession : la 27^e édition de l'Enseignement post-universitaire en audioprothèse (EPU). Un événement qui s'est déroulé pour la première fois à Lyon et dont le palais des congrès nous a offert d'excellentes conditions d'accueil et d'exposition.

Aussi, je ne peux que me réjouir de la réussite de cette mouture dans la capitale des Gaules, un opus de tous les records puisque 1 200 participants se sont réunis pour autour de la thématique « *Du son au sens : le rôle clé de l'audioprothésiste* » les 24 et 25 novembre derniers. C'est un record de fréquentation pour lequel je remercie chaleureusement l'ensemble des participants, des intervenants et des exposants qui ont répondu présents à ce rendez-vous. C'est un motif de satisfaction aussi pour le Collège, qui cherche chaque année à vous proposer des sujets innovants et proches des questions que vous pouvez vous poser dans votre exercice quotidien ou lors de vos études. Aussi, cela faisait longtemps que nous n'avions pas proposé de binômes entre des chercheurs et des audioprothésistes afin de vous permettre de mieux comprendre les décodages qui se mettent en place lors de l'utilisation d'appareils auditifs pour améliorer au quotidien la compréhension de vos patients. Aussi, nous avons cette année renforcé notre éventail d'ateliers qui s'inscrivent dans le cadre du développement professionnel continu (DPC) – c'est une chose qui me tenait à cœur. Nous avons également été honorés de la présence de David Gélinas, Audioprothésiste et nouveau Président de l'Ordre des audioprothésistes du Québec qui nous a apporté de précieux retours d'expérience afin que nous emprunions également cette voie d'une plus forte réglementation ici en France. La vague récente de fraudes massives à l'Assurance Maladie nous conforte plus que jamais dans ce sens. Cette démarche semble d'ailleurs faire l'unanimité auprès des participants au regard de leurs retours.

L'EPU est toujours un moment d'échanges denses et enrichissants entre les professionnels en activité et ceux en devenir. Cette année, nous avons été particulièrement sensibles aux inquiétudes des étudiants qui, par la voie de la Fédération étudiante (Fnéa) à fait connaître ses craintes vis-à-vis de la qualité de la formation initiale et notamment des étudiants issus de la filière espagnole. Nous avons entendu les craintes de la Fnéa de voir se développer une « profession dégradée » et nous œuvrons à ce que les choses soient mieux encadrées. Nous travaillons de ce fait sur l'évaluation des compétences des audioprothésistes fraîchement issus de la filière espagnole, et œuvrons à ce que des dispositifs d'évaluations des connaissances et des aptitudes pratiques soient mis en place. Le Collège National d'Audioprothèse est pleinement mobilisé en partenariat avec le Conseil des centres de formation des universités françaises en audioprothèse (CCFUA) sur cette question. Par ailleurs, je tiens à rappeler l'excellence de la formation en audioprothèse qui est dispensée dans nos écoles qui quadrillent notre territoire. Les enseignements d'une grande qualité, les nombreux travaux pratiques et la diversité des programmes délivrés par un corps professoral de haute volée attestent que choisir la filière de l'audioprothèse aujourd'hui en France est synonyme de qualité et de réussite. Je ne peux que me réjouir de voir autant de jeunes choisir notre filière d'excellence. Aussi, j'aime à rappeler que notre mission au sein du Collège est de veiller à la qualité technique, scientifique, pédagogique et déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Vous pouvez compter sur notre engagement pour mener à bien ces missions.

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

Matthieu DEL RIO





Audioprothésistes vous êtes à l'écoute de nouvelles opportunités ?

Rejoignez Audition Santé !

- **Un acteur majeur de l'audition, jeune et dynamique**
soutenu par le groupe international Sonova.
- **Un développement ambitieux**
plus de 300 centres en France, nombreuses acquisitions et ouvertures dont «World of Hearing*»
concept pionnier de centre misant sur l'expérience auditive et l'innovation.
- **Proche de ses audioprothésistes**
formation continue, matériel de pointe, communauté d'experts.
- **Proche de ses clients**
accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme d'aides la plus complète du marché.

Envie de nous rejoindre ?

Contactez : Inès Coste - HR Business Partner

Mail : recrutement@auditionsante.fr

Tel : 07 50 66 52 49

Rejoignez-nous
au 44e Congrès des audioprothésistes
les 28 et 29 mars 2024
au Palais des congrès-Paris
- stand n°A6/B5

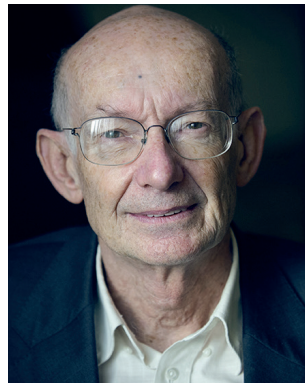


EDITORIAL

PAR

Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef



La publication des mémoires de fin d'études d'audioprothèse récompensés lors du précédent EPU sont pour les Cahiers une tradition ancienne. Leur lecture montre la transition rapide qui s'est produite entre l'exercice de style et l'opportunité, saisie de plus en plus souvent, de poser des questions de fond et d'étudier des solutions innovantes. Dans ce numéro, il s'agit pour Marie Charles de définir des protocoles et d'en cerner les limites et les possibilités d'amélioration, dans le cadre de la problématique de la multiplication des canaux en compression rapide. Il a été question, pour Martin Chaillet, de commencer à élaborer des outils à partir d'éléments existants bien maîtrisés, en somme, d'appliquer des outils de TRL 7 à 9 à un projet de niveau TRL 1 à 3, une démarche très moderne.

Pour les questions d'actualité, Nicolas Wallaert, pionnier de l'audiométrie guidée par intelligence artificielle, la très actuelle IA, avec comme co-auteurs plusieurs ORL avec diverses pratiques et familiers des outils guidés par IA, soulève la notion de déserts médicaux audiolinguistiques. Il examine des solutions déployables à l'échelle requise pour restaurer un accès aux soins rapides pour les patients "bédouins" perdus entre deux oasis. Les nécessaires mutations de l'organisation actuelle sont discutées, et la puissance des techniques numériques appliquées à la santé est expliquée: sécurité, fiabilité, liberté du patient, économie de temps médical tout en conservant la distribution des tâches, grâce à un acteur

supplémentaire qu'est l'IA. De plus, la disponibilité des outils requis est immédiate.

Toujours à propos de mutations d'organisation, le dossier de cas cliniques évoque des dossiers révélateurs. Pour Jehan Gutleben, il s'agit de montrer la démarche avec suivi prothétique intensif lorsque le cas est complexe, avec des

problèmes de transmission qui ajoutent des impératifs en perturbant les choix habituels. De plus le patient décrit a des résultats instables que son suivi parvient à stabiliser autour d'une zone d'efficacité et de confort satisfaisante. Arnaud Coez s'interroge sur la formulation des indications d'implant cochléaire lorsqu'on a affaire à une surdité sévère à l'évolution certaine (cause génétique connue oblige) mais aux performances faussement rassurantes... au prix d'un effort qui épuise la patiente. Il discute la nécessité d'un bilan plus complet dans ces cas à données imparfaitement concordantes, devant les limites d'interprétation des tests classiques stéréotypés mais parfois trop rigides.

Nous voyons donc que pour le parcours des professions d'audiologie, l'année 2024 qui commence ne s'annonce pas comme un long fleuve tranquille mais soporifique, mais plutôt comme le beau passage d'eau vive qu'attendent les kayakistes pour pimenter leur randonnée! C'est ce piment de la découverte et de l'innovation que nous vous souhaitons pour l'année nouvelle, chers lecteurs.



**WIDEX
SOUNDCONNECT™**
Dongle USB
Bluetooth®

NOUVEAU



**WIDEX
SOUND ASSIST**
Micro-partenaire
multifonction



TV PLAY S
Son TV
haute qualité



TV-DEX
Télécommande
audio TV



RC-DEX 2
Radiocommande



COM-DEX
Kit
mains-libres



PHONE-DEX 2
Station
téléphone

NOUVEAUTÉ

WIDEX SOUNDCONNECT™

Le dongle USB **Widex SoundConnect** permet un streaming audio de haute qualité depuis un ordinateur fixe ou portable directement dans les aides auditives Widex. Petit et facile à utiliser grâce au Plug & Play. Contrôle du volume via l'application **Widex Moment™**. Jusqu'à 8m de portée. Compatibilité avec les aides auditives **Widex Moment Bluetooth®**.



Pour en savoir plus, contactez votre représentant commercial Widex

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

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



UN SON COMME AUCUN AUTRE

ÉTUDE DU LIEN ENTRE LES RÉSULTATS DES TESTS D'ENVELOPPE TEMPORELLE ET DE STRUCTURE FINE ET LES RÉSULTATS AUDIOPROTHÉTIQUES, EN FONCTION DU NOMBRE DE CANAUX DES APPAREILS AUDITIFS.



Auteur

Marie CHARLES

Mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothésiste. CPDA/Cnam Paris-Université Paris Cité.

Sous la direction de Vincent Péan.
Maître de stage : Denis Hébert.

Parmi les outils qui permettent de transformer un signal sonore, il existe un traitement que l'on appelle la compression. Dans les appareils auditifs, cet outil est utilisé de manière permanente. Avoir beaucoup de canaux de compression, est même un argument majeur pour la vente de ces appareils. Cependant cet outil est à double tranchant : il peut grandement améliorer tout comme détruire l'intelligibilité d'un signal de parole.

Selon P. Souza « L'augmentation du nombre de canaux en compression rapide peut entraîner un lissage des contrastes spectraux, ce qui peut être préjudiciable pour les personnes ayant une bonne sélectivité fréquentielle. » (Bor et al., 2008 ; Souza, 2016) ».

Cette remarque vient conforter l'idée que la compression doit être utilisée avec un certain recul mais surtout avec une compréhension de son impact sur le signal.

ETAT DE L'ART

Les sons sont des variations rapides de pression dans un milieu acoustique. Les variations les plus rapides (>500 Hz) sont appelées structure fine, tandis que les variations plus lentes (inférieures à 50 Hz) sont appelées enveloppe temporelle (Rosen, 1992).

Effets d'une perte auditive neurosensorielle sur le traitement de l'enveloppe temporelle et de la structure fine

Les lésions cochléaires entraînent divers effets sur la perception auditive, tels que l'élévation des seuils auditifs, le recrutement de sonie, l'élargissement des filtres cochléaires, la perte de la sélectivité fréquentielle, les distorsions et les troubles du codage temporel (Lorenzi, 2019).

Ainsi, une perte auditive neurosensorielle affecte le traitement de l'enveloppe temporelle et de la structure spectro-temporelle fine, ce qui entraîne des problèmes de perception de la parole chez les malentendants (Lorenzi et al., 2006).

De nombreuses études ont montrés que les malentendants perçoivent l'enveloppe temporelle de manière similaire aux personnes ayant une audition normale, mais ils rencontrent des difficultés à analyser la structure fine des sons.

De manière surprenante, il a même été observé que les malentendants avaient une capacité supérieure à détecter les modulations d'amplitude lentes par rapport aux personnes ayant une audition normale (Bacon & Viemeister, 1985 ; Moore, Shailer & Shooneveldt, 1992 ; Lorenzi et al., 2006).

Selon Lorenzi, la diminution de la résolution fréquentielle associée à une perte auditive neurosensorielle s'accompagne généralement d'une amélioration de la résolution temporelle, ce qui reflète la dualité temps-fréquence de la représentation du son. L'hypothèse actuelle est que la perte de compression cochléaire entraîne une expansion des fluctuations d'amplitude en sortie des filtres cochléaires, ce qui peut améliorer la sensibilité aux modulations d'amplitude des signaux acoustiques.

Il est possible d'obtenir une intelligibilité presque parfaite des syllabes, des mots ou des phrases en se basant uniquement sur l'enveloppe temporelle de ces signaux extraite à partir de seulement 4 bandes de fréquences indépendantes. Les auditeurs normo-entendants peuvent percevoir près de 100 % de la parole dans le silence lorsque celle-ci est traitée en préservant les indices d'enveloppe mais en perturbant les indices de structure fine (Shannon et al. 1995; Friesen et al. 2001; Souza et Rosen, 2009).

Cependant, la perception des informations de structure temporelle fine est altérée chez les malentendants en raison des lésions cochléaires. Cela se manifeste principalement par des troubles de perception de la hauteur, du timbre et des difficultés de localisation.

Actuellement, il est également suggéré que ce déficit contribue à la dégradation des capacités d'analyse de scènes auditives complexes, qui est souvent la manifestation majeure des pertes auditives neurosensorielles (Lorenzi, 2019).

L'effet d'une perte d'audition sur l'analyse de scènes auditives se manifeste de plusieurs manières. Le groupement simultané peut être altéré chez les malentendants en raison de la perte auditive et des altérations du codage cochléaire. Les indices binauraux, tels que les différences de temps d'arrivée et de niveau interaural, ainsi que les « Head-Related Transfer Function » (HRTF ou fonctions de transfert liée à la tête) peuvent être affectés, ce qui entraîne des difficultés dans la ségrégation de sources sonores simultanées. De plus, les performances de groupement séquentiel chez les malentendants peuvent varier en fonction des stimuli utilisés. Une réduction des indices spectraux, tels que la hauteur tonale ou la bande passante, peut causer un déficit de ségrégation séquentielle, en particulier pour des stimuli complexes.

Chez les individus normo-entendants, l'intelligibilité de la parole en présence de bruit fluctuant est moins impactée que par un bruit continu, car ils peuvent exploiter les interruptions temporelles et les variations spectrales d'un bruit fluctuant.

Les altérations auditives chez les personnes malentendantes, telles que l'élévation des seuils auditifs, le recrutement, l'élargissement des filtres auditifs et la détérioration du traitement de la structure temporelle fine du signal, compliquent considérablement l'interprétation de l'environnement sonore (Paquier, 2013).

Enfin, chaque auditeur malentendant utilise à la fois des informations spectrales et temporelles, mais l'équilibre peut varier d'un auditeur à l'autre (Souza, 2016).

Effet du nombre de canaux de compression d'amplitude sur la reconnaissance de la parole chez les auditeurs atteints de pertes neurosensorielles

Aujourd'hui, en audiologie, on utilise deux types de compression : les compressions WDRC (Wide Dynamic Range Compression) et les compressions linéaires. Cette étude inclut des patients portant des appareils auditifs utilisant essentiellement des compressions WDRC.

Les aides auditives actuelles sont dotées d'un temps d'attaque et d'un temps de retour adaptatifs. Le temps d'attaque typique est inférieur à 5 ms, tandis que le temps de retour typique est supérieur à 20 ms. Ces caractéristiques correspondent aux compressions à action rapide (Jansen, 2018).

Études sur les effets de la compression

Les systèmes de compression rapides maximisent l'audibilité continue du signal vocal en réagissant rapidement dans des délais similaires aux fluctuations rapides du signal vocal (Gatehouse et al., 2006).

Une compression rapide apporte davantage de clarté pour les niveaux d'entrée faibles, ce qui peut améliorer l'audibilité des sons faibles (Moore et al., 2011). Cependant, il est à noter que la compression rapide peut dégrader la compréhension de la parole conversationnelle et des paroles fortes chez les personnes atteintes de pertes auditives plus sévères (Davies-Venn et al., 2009). Il a également été observé que

la compression rapide atténue les contrastes spectraux, ce qui peut affecter la reconnaissance de la parole lorsque les informations essentielles sont transmises par ces contrastes spectraux (Souza, 2015).

En ce qui concerne la capacité à écouter dans un environnement bruyant, une compression rapide peut l'améliorer, principalement chez les individus ayant des capacités cognitives élevées (Gatehouse, 2006 ; Lunner, 2007 ; Moore, 2016).

D'autre part, une sensibilité réduite à la structure fine est associée à une préférence pour une compression lente (Gatehouse, 2006 ; Lunner, 2007 ; Moore, 2016). La compression lente préserve davantage les informations temporelles du signal sonore, y compris la structure fine, ce qui permet aux individus ayant des difficultés à percevoir ces détails de mieux saisir les informations temporelles importantes pour la compréhension de la parole (Moore, 2016).

Les auditeurs atteints de pertes auditives légères à moyennes préfèrent généralement des temps de retour longs pour une meilleure qualité sonore (Hansen, 2002). Environ deux tiers des auditeurs âgés préfèrent également des temps de retour longs, en particulier ceux ayant des capacités cognitives limitées et pour des matériaux de parole avec peu de contexte (Cox et Xu, 2014). La compression lente a été jugée préférable pour les personnes âgées et celles ayant des pertes auditives plus sévères (Souza et Sirow, 2014).

Il a été observé que les auditeurs ayant une mémoire de travail moins performante obtiennent de meilleurs résultats aux tests de reconnaissance de la parole avec des temps de retour longs, tandis que l'effet est inverse pour les individus ayant une bonne mémoire de travail (Gatehouse, 2003, 2006). Chez les enfants atteints de neuropathie auditive, des temps de retour plus longs ont permis une amélioration de 32 % de la reconnaissance des mots (Spirakis, 2011). De plus, chez les individus ayant des ressources cognitives limitées, une meilleure intelligibilité de la parole a été observée avec des temps de retour longs (Cox et Xu, 2014 ; Souza et Sirow, 2014).

Études sur les effets du nombre de canaux de compression d'amplitude sur la reconnaissance de la parole chez les auditeurs atteints de pertes neurosensorielles

L'utilisation d'un plus grand nombre de canaux de compression d'amplitude peut améliorer l'audibilité chez les personnes atteintes de pertes neurosensorielles légères à moyennes (Woods et al., 2006).

Cependant, l'augmentation excessive de ces canaux en compression rapide peut entraîner un lissage des contrastes spectraux, ce qui peut être préjudiciable pour les personnes ayant une bonne sélectivité fréquentielle (Bor et al., 2008 ; Souza, 2016).

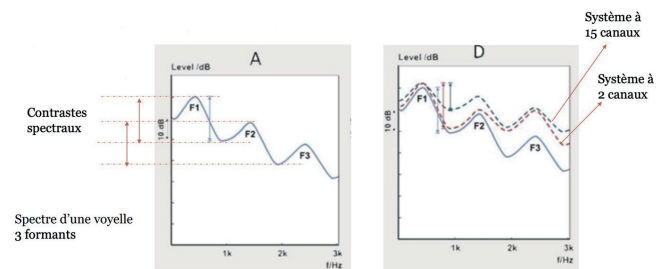


Figure 1. Effet de la compression à 2 et 15 canaux sur les contrastes spectraux d'une voyelle à 3 formants (source : Kuk 2015).

Un lissage des contrastes spectraux peut entraîner une perte d'informations fréquentielles, une difficulté à discriminer les sons similaires et une diminution des détails et des contours acoustiques. Un lissage des contrastes spectraux peut donc avoir un impact négatif sur l'intelligibilité de la parole.

De plus, l'utilisation de nombreux canaux de compression peut entraîner également une distorsion de l'enveloppe temporelle (Plomp, 1988 ; Stone et Moore, 2008 ; Souza, 2016). Cette distorsion temporelle peut altérer les consonnes et perturber le rythme et la prosodie, rendant ainsi la reconnaissance de la parole plus difficile, notamment en environnements bruyants.

Certaines études présentent des résultats divergents quant à l'effet du nombre de canaux sur la reconnaissance de la parole. Certaines d'entre elles ont montré qu'une augmentation du nombre de canaux améliore la reconnaissance vocale jusqu'à un certain point, mais au-delà de ce seuil, aucun effet significatif supplémentaire n'est observé (Yund et Buckles, 1995). D'autres recherches, quant à elles, n'ont pas trouvé d'effet significatif lorsque les paramètres de compression étaient adaptés à chaque auditeur (Salorio-Corbetto et al., 2020).

Ces divergences dans les résultats obtenus peuvent être attribuées aux différences d'approches et de paramètres de compression utilisés dans les différentes études.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

Cette étude observationnelle en groupe parallèle visait à explorer le lien entre les résultats de tests évaluant la performance de perception temporelle et de structure fine chez les patients, et leurs résultats audioprothétiques, en relation avec le nombre de canaux des appareils. Les tests d'enveloppe temporelle et de structure fine choisis pour ce mémoire sont les tests de seuils de modulation d'amplitude (AM) et les tests de seuils de modulation de fréquence (FM).

Les objectifs

Objectif principal

L'objectif principal de l'étude était de répondre à la question suivante : le nombre de canaux à compression rapide affecte-t-il la compréhension de la parole chez les patients à sensibilité spectrale ?

Nous considérons deux critères de jugement principaux : la mesure du SRT avec les appareils et le gain vocal. La sensibilité spectrale est évaluée par un test de seuil FM.

Objectifs secondaires

Nous avons également défini deux objectifs secondaires : tout d'abord, analyser l'impact du nombre de canaux des appareils auditifs sur la compréhension de la parole en relation – cette fois – avec la sensibilité temporelle des patients évaluée par un test de seuil AM ; ensuite, étudier le lien entre les mesures de seuils AM et FM et les résultats audioprothétiques en relation ou non avec le nombre de canaux.

La population étudiée

Critères d'inclusion et d'exclusion

Les malentendants, hommes ou femmes majeurs, devaient présenter une perte bilatérale, symétrique (c'est-à-dire avec une différence de perte tonale moyenne < 15 dB entre chaque oreille), avec tous degrés de surdité. L'appareillage bilatéral

devait dater de plus de 6 mois pour tenir compte de la période d'adaptation nécessaire.

Les patients présentant une surdité asymétrique (>15 dB), une surdité mixte, des troubles cognitifs et des neuropathies n'ont pas été inclus dans l'étude.

Description de la population

Le nombre total de participants dans cette étude est de 36 sujets.

Les participants ont été recrutés dans une large fourchette d'âges allant de 20 ans à 88 ans. L'âge moyen des participants est de 75,5 ans avec un écart-type de 6,8 ans.

Vingt-et-un d'entre eux sont de sexe masculin (H), tandis que 15 sont de sexe féminin (F).

L'analyse de l'étiologie de la surdité révèle que la presbycusie est la cause principale de surdité chez la majorité des participants, soit 27 sujets. Cinq participants ont une surdité d'origine génétique, tandis que quatre autres présentent une surdité résultant de la combinaison de la presbycusie et d'une exposition au travail dans le bruit.

Les patients de cette étude présentent des surdités neurosensorielles allant de légères à moyennes. Parmi les participants, selon la classification du BIAP (Bureau International d'Audiophonologie), 7 présentent une surdité légère, 15 présentent une surdité moyenne de degré 1 et 14 présentent une surdité moyenne de degré 2.

Le matériel

Le protocole établi

Chaque rendez-vous débutait par une phase de nettoyage et de contrôle des appareils auditifs (avec une écoute et un passage en chaîne de mesure), suivi d'une otoscopie pour vérifier l'absence de bouchon ou d'anomalie dans le conduit auditif externe et le tympan.

Un contrôle des appareils était également effectué pour s'assurer que les taux de compressions n'excédaient pas 3.

Juste avant le début des mesures, les participants étaient invités à remplir un formulaire d'information et de

consentement, permettant d'obtenir leur accord éclairé pour participer aux tests, notamment en ce qui concerne la confidentialité des données.

Après avoir expliqué les objectifs de l'étude, les tests des seuils de détection de modulation d'amplitude et de modulation de fréquence étaient réalisés sur chacune des deux oreilles, en présence et en l'absence des appareils auditifs.

Ensuite, les mesures audioprothétiques des patients étaient collectées. En ce qui concerne l'audiométrie tonale, si l'audition n'avait pas été testée récemment, un nouveau test aux inserts était réalisé. Le gain prothétique tonal était généralement récent (< 1 an) et n'avait dans ce cas pas besoin d'être refait. Un gain prothétique vocal était systématiquement effectué en utilisant la même liste de mots, la liste dissyllabique de Lafon, une liste équilibrée en fréquence, afin de permettre une comparaison homogène entre les différents patients.

En ce qui concerne les tests dans le bruit, nous avons recueilli les résultats du Framatrix (French Matrix Test) pour 11 des 36 participants.

« L'OBJECTIF PRINCIPAL DE L'ÉTUDE EST DE RÉPONDRE À LA QUESTION SUIVANTE : le nombre de canaux à compression rapide affecte-t-il la compréhension de la parole chez les patients à sensibilité spectrale ? »

La durée moyenne de chaque rendez-vous était d'environ une heure, sachant que les tests de seuils pouvaient être parfois exigeants pour les patients. Dans un souci de bien-être du patient, une attention particulière était portée pour rendre ce moment aussi confortable que possible. C'est dans cette optique que le questionnaire IOI-HA, composé de seulement 7 questions, avait été choisi pour évaluer le ressenti des patients vis-à-vis de leur appareillage et couvrir efficacement l'ensemble des problématiques liées à l'appareillage auditif.

Présentation des tests de seuils de modulation d'amplitude et de modulation de fréquences.

Description du matériel nécessaire à la passation des tests de seuils de modulation d'amplitude et de modulation de fréquences.



Figure 2. Matériel utilisé dans cette étude.

Le matériel utilisé dans cette étude comporte un ordinateur MacBook Pro, un logiciel Ableton Live 11 suite, une carte son Fast Track Pro et une enceinte Ultimate Ears.

Les tests AM et FM

Il s'agit de mesures monaurales effectuées en champs libre, avec et sans appareil. Pendant la mesure, l'oreille controlatérale a été obstruée par un insert.

Le travail de C. Lorenzi et de son équipe m'a permis de construire ces tests sur Max MSP, un logiciel de synthèse sonore développé par l'Ircam (Institut de recherche et coordination acoustique/musique) dans les années 1980, et de choisir les paramètres. Le choix d'une seule fréquence de porteuse à 500 Hz permet de tester le rôle des mécanismes de phase locking et de se situer dans une zone où le seuil différentiel de fréquence est optimal. Le choix du niveau de stimulation été fixé, grâce à un sonomètre, à 65 dB SPL à 1 mètre de l'enceinte.

The carrier was a sinusoid with frequency $f_c = 500$ Hz. This carrier was either unmodulated to produce the standard stimulus, or modulated sinusoidally in amplitude to produce the target stimulus. Equation (1) describes the target stimulus $T(t)$:

$$T(t) = [1 + m \sin(2\pi f_m t + 3\pi/2)] \sin(2\pi f_c t + \varphi), \quad (1)$$

where f_m is the modulation rate (2 or 20 Hz), φ is the starting phase of the carrier, and t is time (expressed in s). The value of φ was randomly chosen for each stimulus. The starting phase of the modulator, $3\pi/2$ radians, resulted in a modulation minimum at the onset and offset of the stimulus. Raised cosine ramps lasting 250 and 25 ms were applied after the AM for the modulation rates of 2 and 20 Hz, respectively.

The tracking variable was the AM depth, m [see Eq. (1), below]. A run started with the tracking variable well above the estimated detection threshold. The step size was a factor of 1.58 until two reversals had occurred. and 1.26 thereafter.

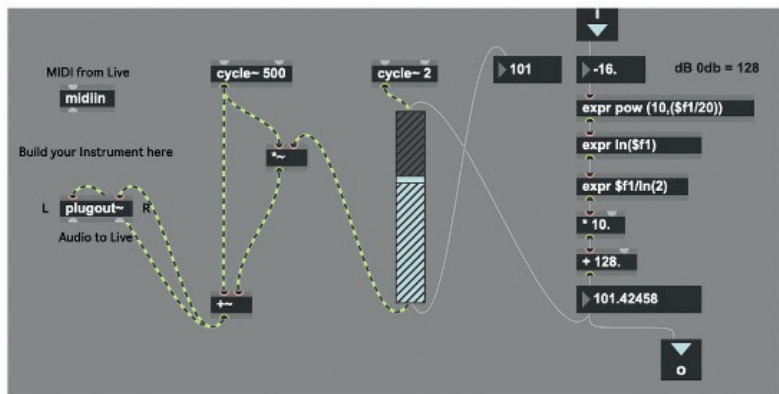


Figure 3. À gauche, extrait de "Sensorineural hearing loss enhances auditory sensitivity and temporal integration for amplitude modulation" (Wallaert et al., 2017) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation d'amplitude.

Afin de faciliter la passation, les différents stimuli ont été enregistrés en fichiers audio, puis importés dans une session du logiciel Ableton Live permettant de les diffuser facilement. Le temps de présentation des stimuli ayant une influence et ne pouvant pas fabriquer exactement le modèle décrit dans la littérature, j'ai arbitrairement choisi une durée des signaux fixe de 2,5 s de manière à obtenir 5 cycles de modulation complets.

Test de seuil de modulation d'amplitude (AM)

La partie de droite du patch illustré en Fig. 3 permet de convertir la profondeur de modulation m codée en midi à sa valeur en décibels.

La variable de suivi est la profondeur de modulation d'amplitude m , donnée en décibel Full Scale (dBFS), pour la mesure de seuil de modulation d'amplitude.

Pour des raisons pratiques, l'évolution de la profondeur de modulation est fixée arbitrairement à des pas de 3 dBFS.

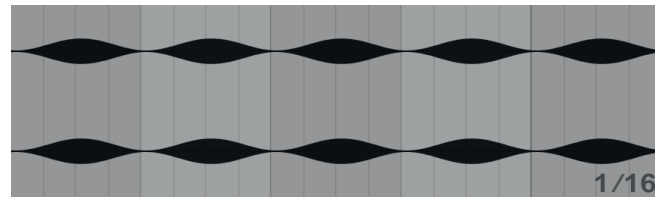


Figure 4. Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation maximale de 0 dBFS.

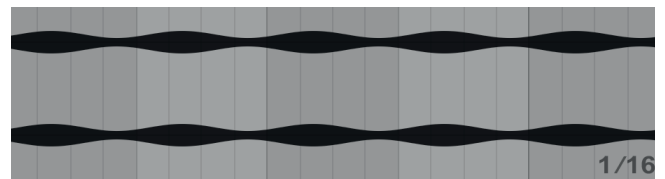


Figure 5. Allure d'un stimulus de 2,5 s présentant une profondeur de modulation de 6 dBFS.

Test de seuil de modulation de fréquence (FM)

La variable de suivi est l'excursion fréquentielle en Hertz (Hz) pour la mesure de seuil de modulation de fréquence.

Il m'a semblé difficile pour la passation d'expliquer la différence d'écoute entre la sensation de variation provoquée par la modulation d'amplitude et par celle provoquée par la

For the FMDTs measured with interfering AM, the standard stimulus contained AM but not FM. The target stimulus contained both AM and FM. Equation (1) describes the target stimulus $T(t)$,

$$T(t) = AM(t) \sin[(2\pi f_c t + \Phi) + \beta(\sin(2\pi f_m t + \varphi))], \quad (1)$$

with $AM(t) = [1 + m \sin(2\pi f_m t + 3\pi/2)]$ with $m = 0.33$ and $\beta = \Delta f / f_m$, where Δf is the frequency excursion in Hz, f_m is the modulation rate (2 or 20 Hz), φ is the starting phase of the FM, f_c is the carrier frequency (500 Hz), Φ is the starting phase of the carrier, and t is time in s. The values of φ and Φ were randomly and independently chosen for each stimulus. The interfering AM had a fixed modulation index of 0.333, corresponding to a peak-to-valley ratio of 6 dB, as in Moore and Glasberg (1989). It was chosen to be large enough to disrupt cues for FM detection based on changes in excitation level, but not so large that it would induce substantial level-related pitch shifts (Verschuure and van Meeteren, 1975;

Emmerich *et al.*, 1989). Although the starting phase of the AM was fixed, its phase relative to that of the FM was random (because φ was chosen randomly), so the AM should still have been effective in disrupting the use of temporal-envelope cues. For the standard stimulus, Δf was set to 0. For the FMDTs measured without interfering AM, the value of m was set to 0.

Choix des paramètres :

- Profondeur de modulation d'amplitude m : 0
- Fréquence de la porteuse : 500 Hz
- Fréquence de la modulation : 2 Hz

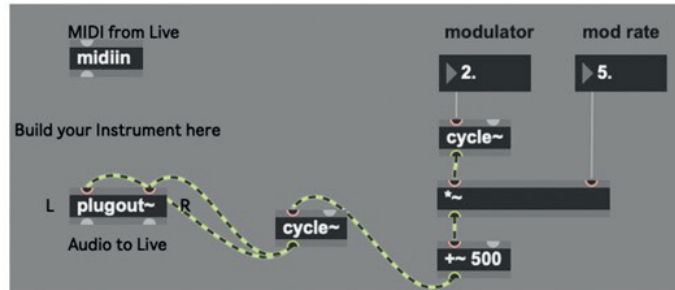


Figure 6. À gauche, extrait de "Sensorineural hearing loss impairs sensitivity but spares temporal integration for detection of frequency modulation" (Wallaert *et al.*, 2018) ; à droite, patch Max MSP codant la modulation de fréquence.

modulation de fréquence. Ainsi, j'ai choisi de ne pas appliquer de modulation d'amplitude sur ce test. Malheureusement en faisant ce choix, on ne peut pas exclure que les résultats de FM recueillis soient le résultat majoritairement des indices d'AM reconstruits. En effet, les indices de "vrai" FM, encodée neuralement sous forme de structure temporelle fine (TFS) sont disponibles que sous certaines conditions : basse fréquence porteuse (<1kHz) et basses cadences de modulation (<5Hz). Au-delà, la FM est probablement quasi exclusivement encodée sous forme d'enveloppe temporelle. L'AM superposée au test avait pour vocation de contraindre au maximum l'utilisation des indices d'AM reconstruits, de façon à tester les indices de TFS seuls, autant que possible. Et ce d'autant plus chez une population de malentendants qui présente un déficit de TFS significatif et une sensibilité à l'AM renforcée par le recrutement.

Passation des tests :

Après avoir fait entendre le son pur de 500 Hz (le son témoin), les tests commençaient par la présentation du son avec la plus grande modulation.

Les participants recevaient la consigne suivante : « Signalez-moi lorsque vous percevez que le son devient continu et que vous ne percevez plus du tout de vagues ».

La profondeur de modulation était alors progressivement réduite à intervalles réguliers. Une fois que le patient avait identifié le premier son qui lui semblait continu, il était comparé au son réellement continu. La réponse était confirmée lorsque les deux sons étaient perçus de la même manière.



Figure 7. Supports graphiques pour les tests AM et FM.

Les deux graphiques en Figure 7 ont été utilisés comme support lors du test. S'il le souhaitant, le patient pouvait indiquer s'il

percevait le son comme continu ou modulé en pointant le graphique correspondant.

RESULTATS

Objectif principal

Les résultats de l'objectif principal se concentrent sur les résultats des mesures de seuils FM.

Une fois ces résultats collectés, les participants ont été divisés en deux groupes : les plus performants (ceux qui se rapprochent le plus de zéro) et les moins performants, en utilisant la médiane comme critère de séparation. Le groupe le plus performant spectralement a été ensuite sélectionné pour l'analyse de l'influence du nombre de canaux.

Afin d'assurer un effectif adéquat dans chaque groupe en vue de comparaisons ultérieures, les nombres de canaux des appareils ont été regroupés comme suit : 10 et 12 canaux (groupe A), 14 et 16 canaux (groupe B), ainsi que 20 et 24 canaux (groupe C).

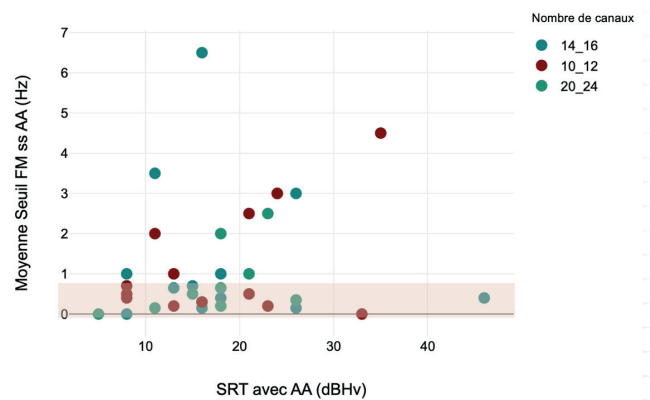


Figure 8. Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le SRT avec appareils.

Et les résultats sont les suivants :

- SRT avec appareils : $p=0,641$ (test de Kruskal-Wallis)
 SRT med (A)= 16 dBHv ; SRT med (B)= 17 dBHv ; SRT med (C)= 15 dBHv

- Gain vocal : $p=0,717$ (test de Kruskal-Wallis)
Gain vocal med (A)= 10 dB ; Gain vocal med (B)= 10 dB ; Gain vocal med (C)= 6 dB.
- Résultat du khi deux entre les réponses du IOI-HA et le nombre de canaux :
En conclusion, il en ressort qu'il n'y a pas de variation significative du SRT avec appareils ni du gain vocal, ni des réponses du IOI-HA entre les différents groupes de canaux dans le silence.

Khi deux / Nombres de canaux	p-value	Chi ²	Df
Question 1	0,702	2,18	4
Question 2	0,224	8,19	6
Question 3	0,235	10,4	8
Question 4	0,403	6,19	6
Question 5	0,855	2,61	6
Question 6	0,543	6,95	8
Question 7	0,421	6,02	6

Premier objectif secondaire

La même étude a été effectuée sur le groupe à préférence temporelle en se concentrant cette fois sur les résultats des seuils AM.

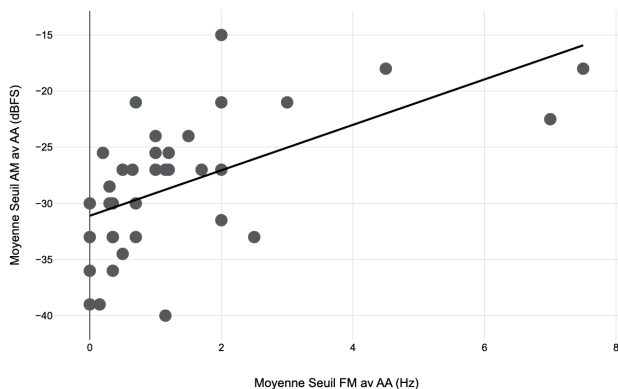


Figure 9. Corrélation entre les seuils AM et FM avec appareils.

L'analyse statistique, réalisée à l'aide du test de corrélation de Pearson, a révélé une corrélation significative correcte entre les deux variables de seuils AM et FM avec appareils auditifs ($r = 0,57$ et $p < 0,001$).

Du fait de la corrélation existante entre les seuils AM et FM, la division des patients en deux groupes sur la base de la médiane des valeurs de AM mène à des groupes très similaires que précédemment. Par conséquent, les tendances observées sont les mêmes que celles décrites pour le groupe à préférence spectrale à savoir qu'il n'y a pas de variation significative des résultats audioprothétiques.

Deuxième objectif secondaire

Dans l'étude des liens sur l'ensemble des mesures de la cohorte, aucune valeur significative n'a été relevée (même si certains graphiques observent toutefois des tendances significatives).

En conclusion, les mesures de seuils AM et FM ne semblent pas prédire les performances audioprothétiques dans le silence et dans le bruit avec les appareils.

Enfin, lorsque l'on examine l'influence du nombre de canaux dans le silence sur l'ensemble de la cohorte (en ne tenant pas compte des mesures de seuil), nous n'observons, encore une fois, pas de résultats significatifs.

- SRT avec appareils : $p=0,961$ (test de Kruskal-Wallis)
SRT med (A)= 16 dBHv ; SRT med (B)= 18,5 dBHv ; SRT med (C)= 18 dBHv
- Gain vocal : $p=0,885$ (test de Kruskal-Wallis)
Gain vocal med (A)= Gain vocal med (B)= Gain vocal med (C)= 10 dB.
- Résultat du khi deux entre les réponses du IOI-HA et le nombre de canaux :

Khi deux / Nombres de canaux	p-value	Chi ²	Df
Question 1	0,691	3,89	6
Question 2	0,317	9,3	8
Question 3	0,108	13,1	8
Question 4	0,602	4,55	6
Question 5	0,345	6,64	6
Question 6	0,739	5,17	8
Question 7	0,167	9,12	6

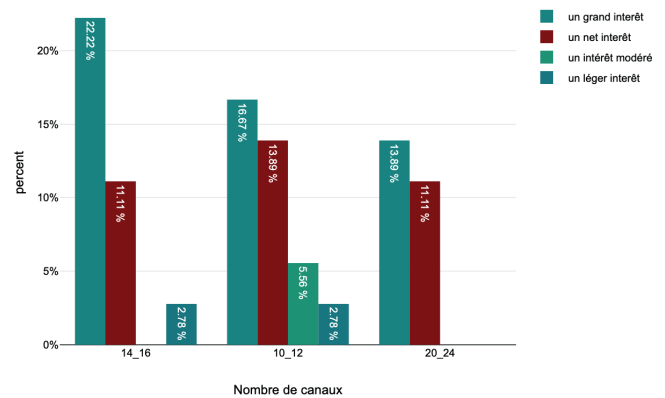


Figure 10. Répartition des réponses à la question 4 du IOI-HA " Tout compte fait, pensez-vous que votre appareil auditif actuel présente un intérêt ? "

DISCUSSION

Influence du nombre de canaux de compression rapide sur la compréhension de la parole dans le silence et le bruit pour l'ensemble des auditeurs, pour les auditeurs à préférence spectrale et pour les auditeurs à préférence temporelle

Les résultats n'ont montré aucun effet du nombre de canaux de compression sur l'intelligibilité de la parole dans le silence.

Sous l'hypothèse que nous ayons, dans notre étude, réussi à cibler précisément les groupes présentant une préférence spectrale ou temporelle, nos résultats se rapprocheraient alors davantage des conclusions de l'étude menée par Salorio-Corbetto et al. en 2020, plutôt qu'aux observations rapportées par Bor. et al. en 2008 ou encore à celles de Wood et al. en 2006.

En effet, les résultats de l'étude de Salario-Corbetto et al. suggèrent que lorsqu'on parvient à atteindre avec précision la réponse en fréquence souhaitée pour la parole à un niveau moyen (prédite par la méthodologie d'appareillage) il n'y a pas d'avantage à augmenter le nombre de canaux au-delà de trois. Dans cette étude, les taux de compression ont été calculés individuellement et les paramètres ont été sélectionnés de manière à être représentatifs de ceux utilisés dans la pratique réelle. L'étude montre qu'il n'y a aucun effet du nombre de canaux de compression ni de la vitesse de compression sur l'intelligibilité de la parole. Selon Salario-Corbetto et

al., lorsque le nombre de canaux est limité, il devient plus complexe d'atteindre la réponse en fréquence souhaitée en ajustant le gain dans chaque canal. Dans notre étude, puisque nous ne mettons pas en évidence l'effet du nombre de canaux sur l'intelligibilité de la parole, il est possible que les réglages aient abouti à l'atteinte de la réponse en fréquence souhaitée prédite par la méthodologie d'appareillage ou à au moins s'en approcher.

En revanche, dans l'étude menée par Bor et al. (2008), les auteurs ont constaté que l'utilisation d'un grand nombre de canaux – c'est-à-dire plus de 8 canaux – lissait les contrastes spectraux, et entraînait une diminution de l'intelligibilité de la parole. Il est important de noter que dans l'étude de Bor et al., les taux de compression n'ont pas été choisis en fonction de la perte auditive des participants mais ont été fixés à 3 dans tous les canaux. L'apparition des contrastes spectraux est sans doute plus rapide et plus importante dans leur étude que dans la nôtre, où les taux ont été choisis de manière adaptée au patient et de façon à ne pas dépasser 3.

A l'inverse, Wood et al. (2006) affirment que l'aide auditive est généralement meilleure lorsqu'un plus grand nombre de canaux est utilisé (Woods et al., 2006). Cependant, le nombre maximum de canaux utilisé dans cette étude était de 5. Si les conclusions de cette étude diffèrent de celles de Salorio-Corbetto et al. (i.e. pas d'intérêt à augmenter le nombre de canaux au-delà de trois), elles ne sont pas directement comparables aux nôtres puisque nous avons considéré des gammes de canaux bien plus importantes (le nombre minimum de canaux considérés étant de 10), ou encore à celles de Bor et al. (2008) où l'effet négatif du nombre de canaux apparaissait à partir de 8 canaux.

Enfin, d'après Crain et Yund (1995), ce sont les taux de compression trop élevés qui pourraient être à l'origine des effets délétères de la compression rapide. Or dans notre étude observationnelle, qui se veut assez représentative de la réalité, les taux de compression ont été encadrés par la méthodologie d'appareillage et adaptés au patient par l'audioprothésiste, ne dépassant jamais 3. Il est donc possible que le paramétrage adéquat du taux de compression de notre étude explique l'absence d'effet observé entre le nombre de canaux et l'intelligibilité de la parole.

Étude du lien entre les mesures de seuils AM et FM et les résultats audioprothétiques

Les mesures de seuils AM et FM de cette étude, dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblent pas prédire les performances d'écoute dans le silence et dans le bruit avec les appareils.

Cependant, les résultats obtenus dans cette étude – à savoir l'absence de corrélation statistiquement significative entre seuils AM et FM et performances d'écoute – ont été fortement influencés par quelques réponses.

Par exemple, la Fig. 11 illustre les résultats obtenus pour la relation entre seuils FM et SRT avec appareils (dans les deux cas). Ces deux variables ne montrent pas de corrélation statistiquement significative quand on considère l'ensemble des patients ($r=0,12$ et $p=0,486$). En Fig. 11, on constate cependant que deux patients sont caractérisés par des valeurs de seuil SRT et FM différentes des autres. En écartant ces deux patients, une corrélation significative entre seuils SRT et FM apparaît (test de Pearson : $r=0,41$, $p=0,015$). Il est possible que ces deux patients n'aient pas donné des réponses reproductibles aux différents tests réalisés.

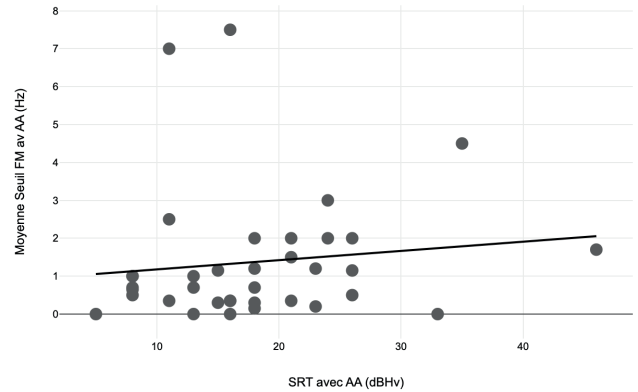


Figure 11. Corrélation entre les moyennes des résultats du test de FM avec appareils auditifs et le SRT avec appareils.

Limites de l'étude

La passation du test a été adaptée pour faciliter la manipulation. Malheureusement en faisant le choix d'enlever la modulation d'amplitude sur le test FM, on ne peut pas exclure que les résultats de FM recueillis soient le résultat majoritaire des indices d'AM reconstruits. Ce qui pourrait d'ailleurs expliquer la corrélation forte entre les résultats FM et AM.

D'autre part, en écartant la mise en place d'un test adaptatif à choix forcé ou d'un test comportant une variation du nombre de cycles, la précision des mesures s'en trouve affectée.

Après avoir questionné la méthodologie dans la construction des tests, il est important de reconnaître la nature arbitraire du choix de diviser la population de 36 patients en deux groupes de taille égale pour identifier les sujets à préférence spectrale. Les 18 patients aux seuils FM le plus faible pourraient ne pas représenter adéquatement ce type d'écoute et l'étude pourrait ne pas avoir ciblé spécifiquement les participants ayant cette préférence.

CONCLUSION

Ce mémoire avait pour objectif d'explorer la question de la compression mise en place dans les aides auditives, en interrogeant l'utilisation de la WDRC à compression rapide et en considérant la possibilité d'un lissage des contrastes spectraux lors de leur utilisation.

Les analyses, conduites sur un échantillon de 36 patients atteints d'une surdité neurosensorielle symétrique légère à moyenne, n'ont pas mis en évidence d'impact statistiquement significatif du nombre de canaux des appareils et cela quelque soit le type d'écoute spectral et temporel.

Les études du lien entre les seuils FM et AM et les résultats audioprothétiques ont montré que les mesures de seuils dans les deux conditions (avec et sans appareils) ne semblaient pas prédire les performances d'écoute dans le silence, avec les appareils, mais observent toutefois des tendances significatives.

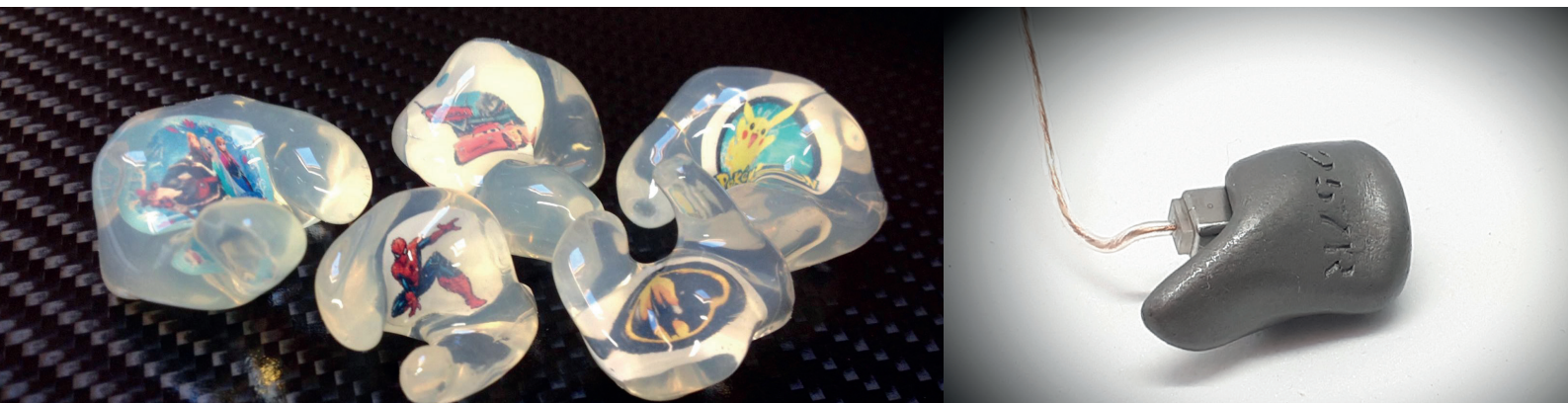
Comme perspective, une étude croisée, impliquant plusieurs appareils testés sur le même sujet, aurait été la démarche idéale pour aborder cette problématique dans le silence et dans le bruit.

Enfin, le protocole mis en place dans cette étude ne permet malheureusement pas d'évaluer les effets de l'appareillage sur la transmission des contrastes spectraux, car les signaux utilisés (sons purs modulés en amplitude ou en fréquence) sont à bande étroite. Pour explorer cet aspect, il aurait été nécessaire de recourir à d'autres tests utilisant des signaux à large bande (comme la détection de modulations spectrales).

BIBLIOGRAPHIE

- Bacon, S.P., Viemeister, N.F., 1985. Temporal modulation transfer functions in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Audiology* 24, 117–134.
- Boemio, A., Fromm, S., Braun, A., Poeppel, D., 2005. Hierarchical and asymmetric temporal sensitivity in human auditory cortices. *Nat Neurosci* 8, 389–395. <https://doi.org/10.1038/nn1409>
- Bor, S., Souza, P., Wright, R., 2008. Multichannel compression: effects of reduced spectral contrast on vowel identification. *J Speech Lang Hear Res* 51, 1315–1327. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/07-0009\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/07-0009))
- Coez, A., 2015. La méthodologie NAL. *La Revue du Collège National d'Audioprothèse, Les cahiers de l'Audition* 28, 17.
- Cox, R.M., Alexander, G.C., Xu, J., 2014. Development of the Device-Oriented Subjective Outcome (DOSO) Scale. *J Am Acad Audiol* 25, 727–736. <https://doi.org/10.3766/jaaa.25.8.3>
- Crain, T.R., Yund, E.W., 1995. The effect of multichannel compression on vowel and stop-consonant discrimination in normal-hearing and hearing-impaired subjects. *Ear Hear* 16, 529–543. <https://doi.org/10.1097/00003446-199510000-00010>
- Davies-Venn, E., Souza, P., Brennan, M., Stecker, G.C., 2009. Effects of Audibility and Multichannel Wide Dynamic Range Compression on Consonant Recognition for Listeners with Severe Hearing Loss. *Ear and hearing* 30, 494–504. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181a5c5bc>
- Friesen, L.M., Shannon, R.V., Baskent, D., Wang, X., 2001. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am* 110, 1150–1163. <https://doi.org/10.1121/1.1381538>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2006a. Linear and nonlinear hearing aid fittings--1. Patterns of benefit. *Int J Audiol* 45, 130–152. <https://doi.org/10.1080/14992020500429518>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2006b. Linear and nonlinear hearing aid fittings--2. Patterns of candidature. *Int J Audiol* 45, 153–171. <https://doi.org/10.1080/14992020500429484>
- Gatehouse, S., Naylor, G., Elberling, C., 2003. Benefits from hearing aids in relation to the interaction between the user and the environment. *Int J Audiol* 42 Suppl 1, S77-85. <https://doi.org/10.3109/14992020309074627>
- Hansen, M., 2002. Effects of multi-channel compression time constants on subjectively perceived sound quality and speech intelligibility. *Ear Hear* 23, 369–380. <https://doi.org/10.1097/00003446-200208000-00012>
- Heng, J., Cantarero, G., Elhilali, M., Limb, C.J., 2011. Impaired perception of temporal fine structure and musical timbre in cochlear implant users. *Hear Res* 280, 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.05.017>
- Hickok, G., Poeppel, D., 2000. Towards a functional neuroanatomy of speech perception. *Trends Cogn Sci* 4, 131–138. [https://doi.org/10.1016/s1364-6613\(00\)01463-7](https://doi.org/10.1016/s1364-6613(00)01463-7)
- Hopkins, K., Moore, B.C.J., 2010. The importance of temporal fine structure information in speech at different spectral regions for normal-hearing and hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am* 127, 1595–1608. <https://doi.org/10.1121/1.3293003>
- Hopkins, K., Moore, B.C.J., Stone, M.A., 2008. Effects of moderate cochlear hearing loss on the ability to benefit from temporal fine structure information in speech. *J Acoust Soc Am* 123, 1140–1153. <https://doi.org/10.1121/1.2824018>
- Jansen, S., 2018. Compression lente pour les personnes qui présentent une perte d'audition sévère profonde. *Phonak Insight*.
- Joly, C.-A., Reynard, P., Mezzi, K., Bakhos, D., Bergeron, F., Bonnard, D., Borel, S., Bouccara, D., Coez, A., Dejean, F., Del Rio, M., Leclercq, F., Henrion, P., Marx, M., Mom, T., Mosnier, I., Potier, M., Renard, C., Roy, T., Sterkers-Artières, F., Venail, F., Verheyden, P., Veuillet, E., Vincent, C., Thai-Van, H., 2022. Recommandations de la Société française d'ORL et de chirurgie de la face et du cou (SFORL) et de la Société française d'audiologie (SFA) pour la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 139, 20–27. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2021.03.004>
- Lorenzi, C., 2019. Chapitre 4. La perception auditive : notions fondamentales et applications audiologiques, in: Denis, M. (Ed.), *La psychologie cognitive, Cogniprisme*. Éditions de la Maison des sciences de l'homme, Paris, pp. 143–164. <https://doi.org/10.4000/books.editionsmsmh.14790>
- Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., Moore, B.C.J., 2006. Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proc Natl Acad Sci U S A* 103, 18866–18869. <https://doi.org/10.1073/pnas.0607364103>
- Lunner, T., 2003. Cognitive function in relation to hearing aid use. *Int J Audiol* 42 Suppl 1, S49-58. <https://doi.org/10.3109/14992020309074624>
- Lunner, T., Sundewall-Thorén, E., 2007. Interactions between cognition, compression, and listening conditions: effects on speech-in-noise performance in a two-channel hearing aid. *J Am Acad Audiol* 18, 604–617. <https://doi.org/10.3766/jaaa.18.7.7>
- Moore, B.C., Glasberg, B.R., 2001. Temporal modulation transfer functions obtained using sinusoidal carriers with normally hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 110, 1067–1073. <https://doi.org/10.1121/1.1385177>
- Moore, B.C.J., 2016. Effects of Age and Hearing Loss on the Processing of Auditory Temporal Fine Structure. *Adv Exp Med Biol* 894, 1–8. https://doi.org/10.1007/978-3-319-25474-6_1
- Moore, B.C.J., 2008. The Choice of Compression Speed in Hearing Aids: Theoretical and Practical Considerations and the Role of Individual Differences. *Trends Amplif* 12, 103–112. <https://doi.org/10.1177/1084713808317819>
- Moore, B.C.J., Füllgrabe, C., Stone, M.A., 2011. Determination of preferred parameters for multichannel compression using individually fitted simulated hearing AIDS and paired comparisons. *Ear Hear* 32, 556–568. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31820b5f4c>
- Moore, B.C.J., Søk, A., 2016. Preferred Compression Speed for Speech and Music and Its Relationship to Sensitivity to Temporal Fine Structure. *Trends Hear* 20, 2331216516640486. <https://doi.org/10.1177/2331216516640486>
- Paquier, M., 2013. Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif. *La Revue du Collège National d'Audioprothèse, Les cahiers de l'Audition* 26, 17–20.
- Plomp, R., 1988. The negative effect of amplitude compression in multichannel hearing aids in the light of the modulation-transfer function. *J Acoust Soc Am* 83, 2322–2327. <https://doi.org/10.1121/1.396363>
- Popelka, G.R., Moore, B.C.J., Fay, R.R., Popper, A.N. (Eds.), 2016. *Hearing Aids, Springer Handbook of Auditory Research*. Springer International Publishing, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-33036-5>
- Renard, C., Azéma, B., Bizaguet, E., Bischoff, H., 2008. Précis d'Audioprothèse : Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Masson. ed, Précis d'Audioprothèse.
- Rosen, S., Carlyon, R.P., Darwin, C.J., Russell, I.J., 1997. Temporal information in speech: acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences* 336, 367–373. <https://doi.org/10.1098/rstb.1992.0070>
- Salorio-Corbetto, M., Baer, T., Stone, M.A., Moore, B.C.J., 2020. Effect of the number of amplitude-compression channels and compression speed on speech recognition by listeners with mild to moderate sensorineural hearing loss. *J Acoust Soc Am* 147, 1344. <https://doi.org/10.1121/10.0000804>
- Shannon, R.V., Zeng, F.G., Kamath, V., Wygonski, J., Ekelid, M., 1995. Speech recognition with primarily temporal cues. *Science* 270, 303–304. <https://doi.org/10.1126/science.270.5234.303>
- Souza, P., Jenstad, L., Folino, R., 2005. Using Multichannel Wide-Dynamic Range Compression in Severely Hearing-Impaired Listeners: Effects on Speech Recognition and Quality. *Ear and hearing* 26, 120–131. <https://doi.org/10.1097/00003446-200504000-00002>

- Souza, P., Rosen, S., 2009. Effects of envelope bandwidth on the intelligibility of sine- and noise-vocoded speech. *J Acoust Soc Am* 126, 792–805. <https://doi.org/10.1121/1.3158835>
- Souza, P.E., 2002. Effects of Compression on Speech Acoustics, Intelligibility, and Sound Quality. *Trends in Amplification* 6, 131–165. <https://doi.org/10.1177/108471380200600402>
- Souza, P.E., Sirow, L., 2014. Relating working memory to compression parameters in clinically-fit hearing aids. *Am J Audiol* 23, 394–401. https://doi.org/10.1044/2014_AJA-14-0006
- Souza, P.E., Wright, R.A., Blackburn, M.C., Tatman, R., Gallun, F.J., 2015. Individual Sensitivity to Spectral and Temporal Cues in Listeners With Hearing Impairment. *J Speech Lang Hear Res* 58, 520–534. https://doi.org/10.1044/2015_JSLHR-H-14-0138
- Staff, H.R., 2011. Auditory Neuropathy Spectrum Disorder and Hearing Aids: Rethinking Fitting Strategies. *The Hearing Review*. URL <https://hearingreview.com/hearing-loss/hearing-disorders/apd/auditory-neuropathy-spectrum-disorder-and-hearing-aids-rethinking-fitting-strategies> (accessed 7.10.23).
- Stone, M.A., Moore, B.C.J., 2008. Effects of spectro-temporal modulation changes produced by multi-channel compression on intelligibility in a competing-speech task. *J Acoust Soc Am* 123, 1063–1076. <https://doi.org/10.1121/1.2821969>
- Temporal envelope and fine structure, 2023. . Wikipedia.
- Viemeister, N.F., 1979. Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. *J Acoust Soc Am* 66, 1364–1380. <https://doi.org/10.1121/1.383531>
- Wallaert, N., Moore, B.C.J., 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, 971–980. <https://doi.org/10.1121/1.4976080>
- Wallaert, N., Varnet, L., Moore, B.C.J., 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, 720–733. <https://doi.org/10.1121/1.5049364>
- Wingfield, A., 1996. Cognitive factors in auditory performance: context, speed of processing, and constraints of memory. *J Am Acad Audiol* 7, 175–182.
- Woods, W.S., Van Tasell, D.J., Rickert, M.E., Trine, T.D., 2006. SII and fit-to-target analysis of compression system performance as a function of number of compression channels. *Int J Audiol* 45, 630–644. <https://doi.org/10.1080/14992020600937188>
- Yund, E.W., Buckles, K.M., 1995. Discrimination of Multichannel-Compressed Speech in Noise: Long-Term Learning in Hearing-Impaired Subjects. *Ear and Hearing* 16, 417.



Mathias LEGRAND : AU SERVICE DES AUDIOPROTHÉSISTES

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



Toute notre production est réalisée en 3d :

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



STYL'EMBOUTS

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

FABRICATION
100% FRANÇAISE



LABORATOIRE CERTIFIÉ
DM 2017/745



ACT™*

Un test révolutionnaire
pour le traitement de la parole dans le bruit



MÉTHODE
RÉVOLUTIONNAIRE

1^{ère}
MONDIALE

7 ANS DE
RECHERCHES

OPTIMISATION
DES
PRÉ-RÉGLAGES

ÉVOLUTION
SANS
PRÉCÉDENT



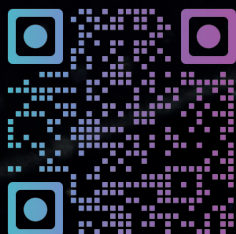
Une prise en
charge plus
précise



Une meilleure
audition dans le
bruit



Une utilisation
simple et
rapide



Contactez vos interlocuteurs
privilegiés Oticon/Interacoustics
pour plus d'informations.

*Audible Contrast Threshold

ÉLABORATION D'UN NOUVEL OUTIL DE COMPARAISON DE RÉGLAGES À L'AIDE DE L'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE BRUIT



Auteur

Martin CHAILLET

Audioprothésiste DE
Faculté de Pharmacie de
Nancy, Master Neuroprothèses
Sensorielles et Motrices
Montpellier
21 rue Monseigneur Hauger
68120 Pfastatt

Maître de mémoire :
Christian RENARD

De nos jours, les tests d'audiométrie vocale dans le bruit ont tous le même principe d'affichage des résultats en évaluant le rapport signal sur bruit (RSB) au niveau du seuil d'intelligibilité dans le bruit à 50% (SIB50). Cela renseigne le professionnel sur le niveau de rapport signal sur bruit auquel son patient comprend 50% des phrases, mots ou phonèmes. Cependant, il est par la suite très difficile pour l'audioprothésiste de pouvoir directement utiliser cette valeur pour modifier ses réglages et ainsi proposer une amélioration directe à son patient et son confort dans le bruit. Cette difficulté vient du fait que refaire un test qui nous redonnera un RSB à comparer au précédent n'est pas intuitif pour juger de l'amélioration ou de la dégradation de son réglage. Le but de ce mémoire consiste donc à proposer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit. Cet outil aura pour but d'être rapide, fiable, reproductible et intuitif en comparant non plus des RSB, mais bien des niveaux d'intelligibilité et ainsi pouvoir directement juger de l'efficacité ou non du réglage apporté au patient.

1. POSTULATS ET OBJECTIFS

L'étude et la réalisation de ce mémoire nous a permis, à partir d'un test déjà existant qu'est le VRB, de faire un point sur les avantages et inconvénients de ce dernier pour nous aider à la confection d'un nouvel outil. Ce nouvel outil se basant sur ce test, tout en palliant certaines de ses limites.

Postulat n°1 : Le test du VRB est un très bon outil de dépistage et de bilan sur les difficultés d'un patient en milieux bruyants. En revanche, son affichage et son résultat ne donne que peu d'informations sur la réelle compréhension dans ce type de milieux puisque le résultat obtenu nous informe uniquement sur un décalage de RSB (perte de RSB) comparé à un sujet normo-entendant. Il n'indique en aucun cas un pourcentage d'intelligibilité.

Nous avons donc cherché à mettre au point un outil permettant d'avoir un affichage direct du niveau de compréhension de la personne en mettant en avant le pourcentage d'intelligibilité résultant du test.

Postulat n°2 : Les niveaux de RSB extrêmes du VRB (+18 dB et -3 dB) ne sont que peu représentatifs et utiles lors du test pour définir des points d'amélioration du réglage. En effet, pour des RSB à +18 les patients n'ont généralement aucune difficulté et leur compréhension est proche ou égale à 100%. Cela s'explique par le fait qu'un RSB à +18 dB est un niveau où le bruit ne ressort que très peu comparé au signal de parole. Parallèlement, pour des RSB à -3 dB les patients ont généralement beaucoup de difficultés et leur score se rapproche ou est égal à 0%. À ce niveau de RSB, le signal de bruit est bien trop élevé, par rapport

au signal de parole, pour un sujet malentendant pour qu'il puisse distinguer quelque chose. Toutefois, ces indices extrêmes restent quand même utiles dans une procédure de dépistage, ou de contrôle, pour détecter une dégradation auditive lors d'un rendez-vous de contrôle par exemple. En revanche, pour l'élaboration de notre outil, ces RSB extrêmes ne peuvent être des zones à prendre en compte. Cela s'explique par le fait qu'une compréhension à 100% ne peut être améliorée car déjà à son maximum, et une compréhension à 0% ne peut obtenir d'amélioration significative.

« L'ÉTUDE ET LA RÉALISATION DE CE MÉMOIRE NOUS A PERMIS de faire un point sur les avantages et inconvénients du VRB pour nous aider à la confection d'un nouvel outil se basant sur ce test, tout en palliant certaines de ses limites. »

C'est pourquoi nous nous sommes alors penchés pour ce nouvel outil sur une étude autour du SIB50. Grâce à cette valeur, l'audioprothésiste peut apporter une amélioration ou une dégradation significative de la compréhension sous l'effet de son réglage et/ou des paramètres acoustiques.

Postulat n°3 : Les débruiteurs des aides auditives ne fonctionnent pas de la même manière d'un fabricant à l'autre. Leur fonctionnement est alors difficile à

étudier. Lorsqu'une variation rapide du RSB intervient, nous ne savons que trop peu sous quelles modalités les aides auditives réagissent. C'est pourquoi lorsque nous passons le test du VRB, nous ne savons pas à quelle vitesse ni à quel niveau de RSB les débruiteurs se mettent en route. Le test ayant pour procédure un RSB qui décroît par pas de 3 dB, nous pensons que cela est trop grand et trop variant pour prendre en compte la vitesse et le moment où les débruiteurs commencent à se mettre en route et avoir un réel impact.

Pour réussir à contenir ce problème, nous avons décidé de réaliser notre test à un niveau de RSB constant. Ce choix est d'autant plus pertinent car il est plus écologique par le fait que dans notre quotidien le bruit n'a pas tendance à avoir de fortes fluctuations au cours du temps.

Des études ont même montré que le RSB moyen dans lequel nous évoluons est de 5 dB et que 63% du temps les RSB sont compris entre +2 et +14 dB contre seulement 7,5% des situations avec des RSB inférieurs à 0 dB^{1,2}. Cela s'explique par le fait que lorsque nous sommes en présence de telles situations nos réflexes peuvent être soit de quitter l'endroit où nous nous trouvons, car trop bruyant, ou alors de demander à notre interlocuteur d'élever la voix ou de mettre un programme que l'on écoute (télévision, radio, etc.) plus fort et ainsi augmenter naturellement le RSB.

L'objectif principal de ce mémoire sera d'élaborer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit en proposant un outil simple, rapide et utilisable quotidiennement par les audioprothésistes et ainsi améliorer les réglages des patients et leur compréhension dans le bruit. Cet outil permettra de comparer les différents réglages et paramètres acoustiques par la visualisation directe de l'augmentation ou la diminution du pourcentage d'intelligibilité. Il viendra alors en complément du test du VRB.

2. OUTILS ET CRITÈRES

2.1. Critères de population

Notre population se compose de 44 personnes, divisées en trois groupes de population différentes, réparties en fonction de l'avancement de l'étude.

Groupe 1 (GE) : premier groupe sélectionné pour la réalisation de notre étude de faisabilité composé de 5 sujets malentendants. 3 hommes et 2 femmes. Ce groupe témoin a permis d'une part de vérifier que notre protocole fonctionne et d'autre part de comprendre comment ajuster notre test pour la suite de l'étude.

Groupe 2 (GC) : deuxième groupe sélectionné constitué de 11 sujets normo-entendants. 3 hommes et 8 femmes. Ce groupe a permis de vérifier que nos listes créées soient bien cohérentes au niveau de RSB avec celles du test du VRB.

Groupe 3 (GT) : troisième groupe sélectionné constitué de 28 sujets malentendants pour notre étude test. 16 hommes et 12 femmes. Ce groupe a permis de réaliser notre test à RSB constant pour essayer de déterminer le nombre de phrases à faire répéter pour la création finale de notre nouvel outil.

3. ÉTUDE TEST : ÉTUDE DU TEST À RSB CONSTANT « FINALISÉ »

3.1. Modification de l'outil vocal

Une première étude de faisabilité nous a confirmé qu'il fallait que nous passions à un pas de RSB plus fin car le pas de 3 dB de RSB n'est pas suffisamment précis pour tester autour du 50% d'intelligibilité (moyenne d'intelligibilité globale = 71,49%). Nous avons donc modifié les séries A, B et C en passant d'un pas de 3 dB de RSB à un pas de 1 dB de RSB. Le choix du RSB constant à tester à la suite du test du VRB fût également revu puisque nous avons décidé de prendre le RSB le plus proche du résultat du SIB50 pour tester nos patients.

Lors de la modification de cet outil vocal, nous avons également ajouté au début des 2 séries une phrase dans le silence pour l'initialisation du test. La série A se voit alors commencer par la première phrase dans le silence de la liste 1, et la série B par la première phrase dans le silence de la liste 2.

Après ces modifications, nous avons obtenu deux séries A et B constituées de 45 phrases chacune dont une première phrase 0 dans le silence puis les 44 phrases suivantes dans le bruit à tous les niveaux de RSB de +18 dB à -3 dB de RSB.

3.2. Protocole d'étude

3.2.1. Groupe 2 : groupe contrôle (GC)

Nous avons commencé par tester le protocole sur un groupe contrôle pour vérifier la concordance entre l'outil créé et un outil déjà existant. Dans notre cas, il s'agit de vérifier la cohérence entre les séries A et B créées, et le SIB50 du test du VRB. Pour chaque patient, nous aimerions obtenir un score d'intelligibilité proche de 50% en ayant été testé à un RSB constant choisi, comme énoncé plus tôt, en cohérence avec son SIB50 donné par le test du VRB. (Figure 1)

Suite à différents contrôles, 11 sujets furent retenus.

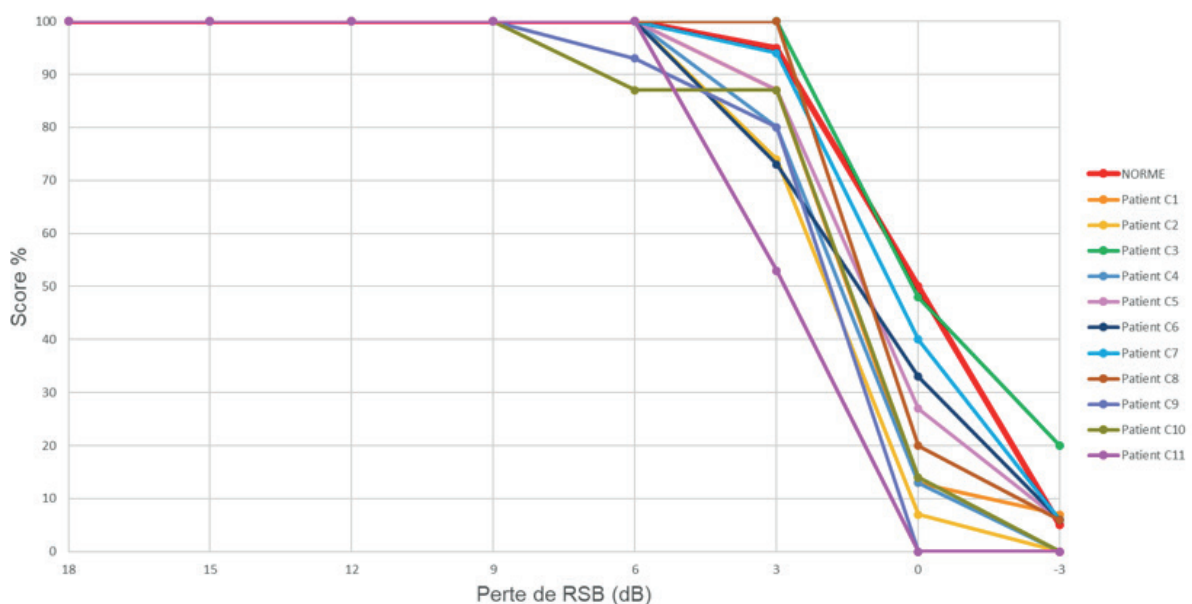


Figure 1. Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 2 (GC) (n=11)

Pour la suite de l'étude, les conditions de passation des tests furent les mêmes que celles réalisées par le groupe 1 (GE) pour l'étude de faisabilité, aux deux seules conditions que les séries A et B ne contenaient plus 40 mais 45 phrases, et que le critère de choix du RSB pour le test à RSB constant fût modifié.

Par la suite, chaque sujet a effectué le test du VRB sur 5 listes (pour respecter « une précision statistique suffisante »). À la suite de cela nous avons obtenu leurs courbes psychométriques de performance du VRB.

Puis chaque sujet a obtenu une valeur de SIB50 et a été testé au RSB le plus proche de ce dernier pour le test à RSB constant. Il a ainsi répété les 45 phrases, dont 44 dans le bruit, à RSB constant des deux séries A et B. Malgré le plus jeune âge de ce groupe contrôle, l'effet de fatigue doit également être éliminé, c'est pourquoi nous leur avons fait passer les deux séries (aléatoirement) à un jour d'intervalle (exemple : jour 1 : VRB + série 1, et jour 2 : série 2 ou alors jour 1 : VRB + série 2, et jour 2 : série 1).

Au final, il n'en résulte ni effet de fatigue, ni effet d'entraînement. Leur moyenne sur les deux séries A et B est très proche et leurs résultats par phrase est aléatoire avec l'avancée du test. Cette conclusion a pu être tirée à la fois par le ressenti des sujets, mais également par les résultats par phrase ne montrant aucune tendance type dans les réponses des sujets.

Lorsque l'on analyse ces résultats, on remarque qu'environ la moitié des sujets ont un écart (en valeur absolue) supérieur à 10% d'intelligibilité par rapport au 50% attendu pour la série A, et que pour la série B cet écart (en valeur absolue) est supérieur à 8% d'intelligibilité pour environ la moitié des sujets. Malgré ces écarts, nous remarquons que pour un même sujet, seul deux sur onze ont plus de 10% d'écart entre la série A et B.

Toutefois, malgré ces écarts inter-série et intra-individuel, nous obtenons des moyennes, pour la série A et la série B, proches du 50% attendu avec respectivement 53,69% et 50,61% d'intelligibilité.

Puis nous avons décidé de comparer ces deux séries entre elles grâce à un test statistique.

Le chemin à emprunter pour savoir quel type de test utiliser m'a été enseigné pendant mes cours de Master 1 Neuroprothèse Sensorielles et Motrices par Monsieur Jérôme Bourien.

Le résultat d'un test statistique de Student nous indique que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,2737$).

Les deux séries créées à RSB constant par pas de 1 dB de RSB peuvent donc être assimilées en moyenne au bon niveau de correspondance avec le SIB50 du test du VRB. L'écart moyen faible entre les séries A et B, et le 50% attendu est tout à fait acceptable pour notre étude. Ces faibles écarts nous montrent que nos séries ont bien été constituées, et que nous pouvons continuer avec ces dernières pour réaliser notre test à RSB constant sur des patients ayant maintenant des pertes auditives appareillées.

3.2.2. Groupe 3 : groupe test (GT)

Comme pour les groupes précédents, nous avons fait passer à chaque patient le test du VRB. Le test a également été passé sur 5 listes (pour respecter « une précision statistique suffisante »).

Chaque courbe psychométrique de performance a pu être rassemblée sur un même graphique pour les 28 patients testés du groupe test (figure 2).

Pour des raisons de praticité et de temps lors de chaque rendez-vous, les patients ont été divisés en deux groupes de même taille composés de 14 patients chacun qui ont répétés aléatoirement soit les 45 phrases de la série A, soit les 45 phrases de la série B. Le fait d'avoir divisé les patients en deux groupes a permis d'éviter d'éventuels « biais de classement » que nous aurions pu avoir si nous les avions testés uniquement sur une seule série.

S'en suit pour chaque patient le test à RSB constant au niveau le plus proche indiqué par la perte de RSB au test du VRB. Chacun a ainsi répété les 45 phrases, soit de la série A, soit de la série B, dont 44 phrases dans le bruit à un même niveau de RSB. Les scores ont été répertoriés au fur et à mesure de l'avancement du test dans notre fichier Excel.

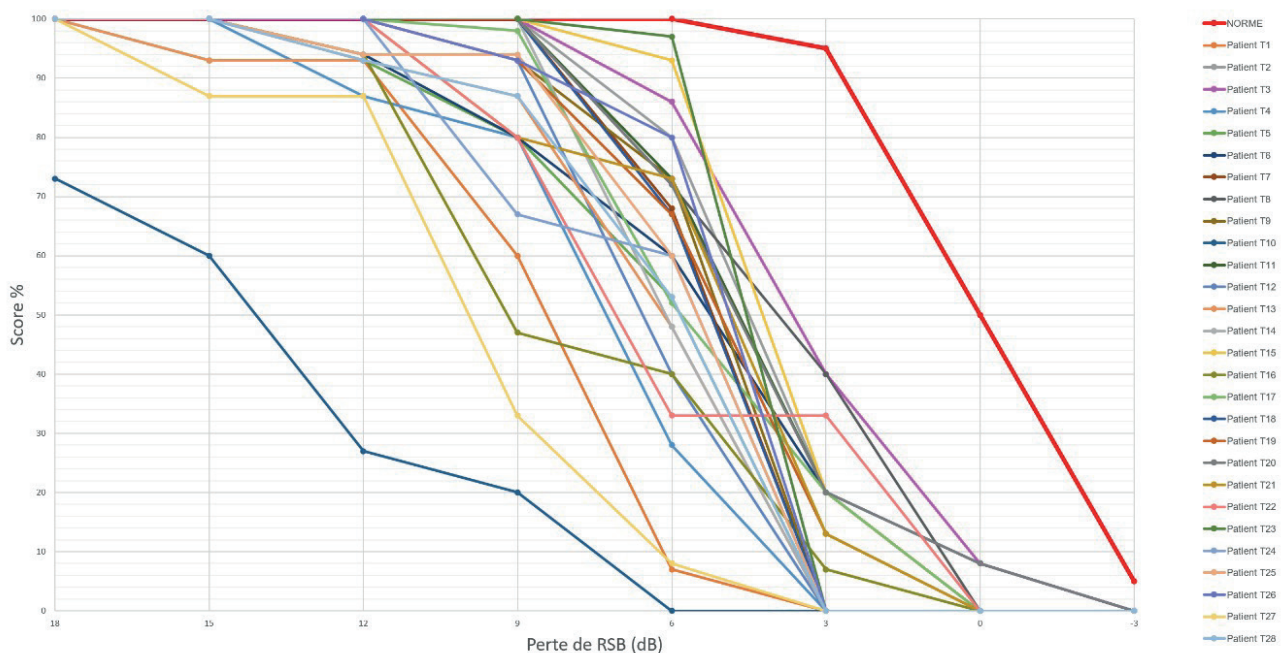


Figure 2. Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 3 (GT) (n=28)

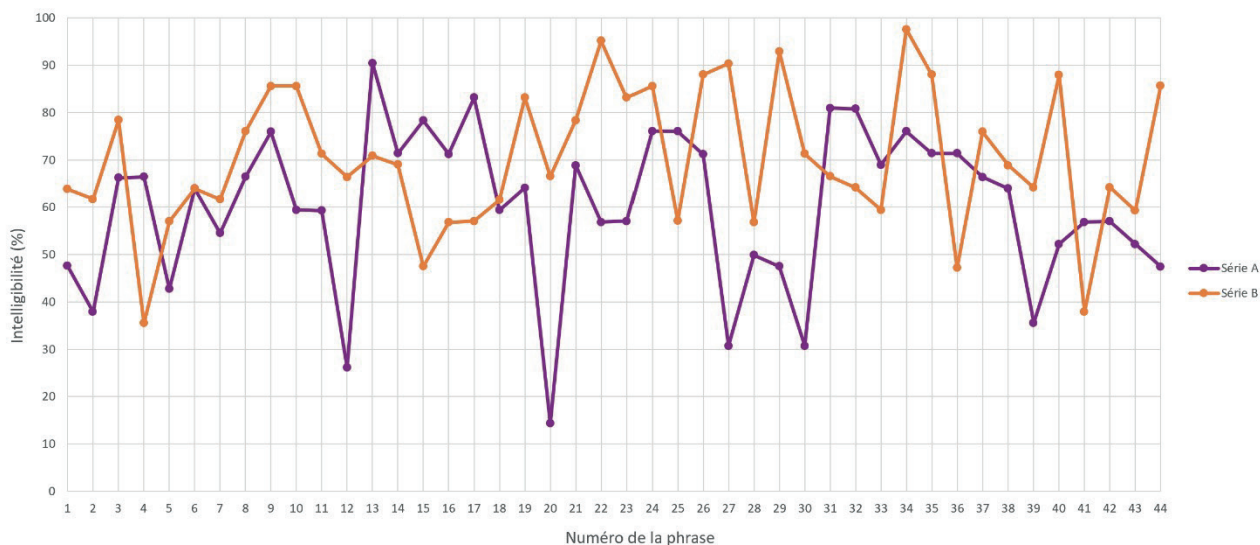


Figure 3. Moyenne d'intelligibilité par phrase de la série A (n=14), et de la série B (n=14)

La figure 3 représente les différents pourcentages d'intelligibilité obtenus, moyennés pour chaque phrase pour les patients de la série A et de la série B, de la phrase 1 à la phrase 44 (la phrase 0 dans le silence n'ayant pas été représentée). Si un effet type devait apparaître, nous observerions soit une courbe chuter avec l'avancée dans le temps du test représentative de fatigue, ou bien une courbe

qui augmente dans le temps, représentative d'un entraînement. Nous constatons d'après cette figure qu'aucune des deux séries ne semble avoir de tendance d'entraînement ou de fatigue. Cependant, nous observons, aussi bien dans la série A que la série B, que les phrases à l'intérieur d'une même série possèdent une grande variabilité avec des résultats allant d'environ 15% d'intelligibilité, jusqu'à quasiment 100%.

Série A						
Patients	Âge (année)	Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille (dB)	Durée d'appareillage (années)	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité (%)
T1	71	41,25	1	8,70	9	46,77
T2	72	28,75	1	4,50	5	75,57
T3	38	23,75	1	3,50	4	91,59
T4	22	51,25	8	7,70	8	45,30
T5	73	26,25	1	6,90	7	37,73
T6	35	31,25	1	5,70	6	35,48
T7	57	31,25	5	5,50	6	46,77
T8	26	53,75	25	4,10	4	50,48
T9	28	45,00	24	5,50	6	55,05
T10	78	62,50	10	14,10	14	70,27
T11	49	73,75	22	6,90	7	70,30
T12	80	56,25	8	6,10	6	69,45
T13	80	40,00	11	6,10	6	64,18
T14	78	61,25	4	10,10	10	82,41
					Moyenne	60,10
					Écart-type	17,19

Série B						
Patients	Âge (année)	Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille (dB)	Durée d'appareillage (années)	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité (%)
T15	75	25,00	3	4,70	5	70,27
T16	48	35,00	6	6,50	6	82,45
T17	18	55,00	14	4,10	4	64,84
T18	74	35,00	3	7,90	8	82,41
T19	80	40,00	8	5,70	6	63,39
T20	67	65,00	15	5,50	7	43,77
T21	76	21,25	5	5,30	5	76,27
T22	69	40,00	7	4,50	5	50,52
T23	77	25,00	1	5,50	6	84,68
T24	79	50,00	3	6,10	6	55,09
T25	72	53,75	25	4,90	5	65,02
T26	47	32,50	5	6,70	7	83,20
T27	61	22,50	1	5,30	5	72,57
T28	72	33,75	1	6,50	7	86,98
					Moyenne	70,11
					Écart-type	13,64

Tableau 1. Tableaux récapitulants les données et résultats du groupe 3 (GT) au test du VRB et au test à RSB constant pour la série A (n=14) et la série B (n=14)

Nous remarquons que la série A a une moyenne d'intelligibilité de 60,10% pour n=14 patients, et que la série B a une moyenne d'intelligibilité de 70,11% pour n=14 patients. Cette différence a été testée de la même manière que pour le groupe 2 (GC), à l'aide d'un test statistique pour vérifier si cette dernière était significative ou non.

Le résultat d'un test de Student nous indique que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,0997$).

Toutefois, nous constatons que ces deux moyennes sont supérieures au résultat attendu de 50% d'intelligibilité. La question qui se pose alors est : pourquoi y-a-t-il une telle différence, alors que, d'après le groupe contrôle (GC), les séries ont été correctement créées ?

Nous avons voulu vérifier si cette différence pouvait être due à l'âge des patients, à leur Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille ou bien à la durée d'appareillage.

Le résultat nous montre que les deux séries d'âge sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,0505$).

La même comparaison fut effectuée par rapport à la Perte Tonale Moyenne relevée sur la meilleure oreille. Le résultat nous donne que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,2388$).

Enfin, nous avons encore une fois effectué une comparaison mais cette fois-ci sur la durée d'appareillage des patients. Le résultat nous donne que les deux séries de durée d'appareillage sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,8340$).

Ces trois comparaisons nous montrent que les deux séries A et B sont équivalentes et comparables en termes d'âge, de Perte Tonale Moyenne sur la meilleure oreille ainsi que sur la durée d'appareillage.

3.3 Analyse du groupe test (GT) par paquets de phrases

L'objet principal de cette étude est d'élaborer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit en proposant un outil simple, rapide et utilisable quotidiennement par les audioprothésistes et ainsi améliorer les réglages des patients et leur compréhension dans le bruit.

La notion d'outil simple et rapide implique que le test ne doit pas être trop long, et donc ne doit pas comporter trop de répétition de phrase. L'analyse suivante consistera à comparer des paquets de phrases, de chaque série A et B entre eux, à savoir si en réduisant la longueur des paquets le test reste significativement identique.

3.3.1 Paquets de 22 phrases

Dans un premier temps la comparaison des paquets de phrases fut réalisée patient par patient, puis sur la moyenne globale de chaque série A et B. Grâce à nos deux séries de 44 phrases nous avons pu tout d'abord scinder chacune des séries en deux groupes de 22 phrases. Le tableau 2 reprend tous les résultats des statistiques faites dans cette catégorie.

Dans ce premier tableau de valeurs, décomposé en deux groupes de 22 phrases pour chaque série A et B,

Les comparaisons pour chaque patient, des deux échantillons, de la phrase 1 à 22 et de la phrase 23 à 44, ne nous révèlent aucune différence significative entre les deux échantillons de phrases car tous nos H sont égales à 0 et toutes nos valeurs de p sont supérieures à 5%.

Par conséquent, nous pouvons dire que ces deux échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, pour chaque patient et pour la moyenne globale des séries A et B, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper.

Série A					
Patients	H1	H2	H	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0,7848	ttest(X,Y)
T2	0	1	0	1,0000	signtest(X,Y)
T3	1	1	0	0,6875	signtest(X,Y)
T4	0	0	0	0,2799	ttest(X,Y)
T5	0	0	0	0,1739	ttest(X,Y)
T6	0	0	0	0,3744	ttest(X,Y)
T7	0	0	0	0,6467	ttest(X,Y)
T8	0	0	0	0,4570	ttest(X,Y)
T9	0	0	0	0,4746	ttest(X,Y)
T10	0	1	0	0,4545	signtest(X,Y)
T11	0	0	0	0,6470	ttest(X,Y)
T12	1	0	0	0,2101	signtest(X,Y)
T13	0	0	0	0,3072	ttest(X,Y)
T14	0	1	0	0,0923	signtest(X,Y)
Moyenne série A	0	0	0	0,9698	ttest(X,Y)

Série B					
Patients	H1	H2	H	p	Test utilisé
T15	0	0	0	0,4992	ttest(X,Y)
T16	1	1	0	0,7539	signtest(X,Y)
T17	0	0	0	0,3585	ttest(X,Y)
T18	1	1	0	0,5811	signtest(X,Y)
T19	0	0	0	0,1220	ttest(X,Y)
T20	0	0	0	0,9948	ttest(X,Y)
T21	1	1	0	0,5811	signtest(X,Y)
T22	0	0	0	0,2698	ttest(X,Y)
T23	0	1	0	0,7744	signtest(X,Y)
T24	0	0	0	0,7060	ttest(X,Y)
T25	0	0	0	0,6731	ttest(X,Y)
T26	1	1	0	1,0000	signtest(X,Y)
T27	1	0	0	1,0000	signtest(X,Y)
T28	0	1	0	0,5078	signtest(X,Y)
Moyenne série B	0	0	0	0,4015	ttest(X,Y)

Tableau 2. Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en deux groupes de 22 phrases chacun

Série A						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,9083	anova1(Xi) ; multcompare ()
T2	0	1	0	0	0,5987	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T3	1	1	1	1	0,1096	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T4	0	0	0	0	0,7731	anova1(Xi) ; multcompare ()
T5	0	0	0	0	0,4788	anova1(Xi) ; multcompare ()
T6	0	0	0	0	0,3794	anova1(Xi) ; multcompare ()
T7	0	0	0	0	0,8580	anova1(Xi) ; multcompare ()
T8	0	0	0	0	0,2812	anova1(Xi) ; multcompare ()
T9	0	0	0	0	0,7291	anova1(Xi) ; multcompare ()
T10	0	0	0	0	0,5533	anova1(Xi) ; multcompare ()
T11	0	0	0	0	0,9309	anova1(Xi) ; multcompare ()
T12	0	1	0	0	0,4108	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T13	0	0	1	0	0,1135	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T14	0	0	1	1	0,3308	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
Moyenne série A	0	0	0	0	0,9486	anova1(Xi) ; multcompare ()

Série B						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T15	0	0	0	0	0,7961	anova1(Xi) ; multcompare ()
T16	0	1	1	0	0,2178	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T17	0	0	0	0	0,8113	anova1(Xi) ; multcompare ()
T18	0	1	1	0	0,3618	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T19	0	0	0	0	0,4159	anova1(Xi) ; multcompare ()
T20	0	0	0	0	0,8661	anova1(Xi) ; multcompare ()
T21	0	1	1	0	0,2840	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T22	0	0	0	0	0,2758	anova1(Xi) ; multcompare ()
T23	0	0	1	0	0,7677	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T24	0	0	0	0	0,8832	anova1(Xi) ; multcompare ()
T25	0	0	0	0	0,6087	anova1(Xi) ; multcompare ()
T26	1	1	0	1	0,9309	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T27	0	1	0	0	0,4688	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T28	1	0	1	1	0,1242	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
Moyenne série B	0	0	0	0	0,7351	anova1(Xi) ; multcompare ()

Tableau 3. Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 11 phrases chacun

3.3.2 Paquets de 11 phrases

Dans un deuxième temps, nous avons décidé de réduire encore la taille des paquets de phrases pour arriver à 4 paquets de 11 phrases pour chacune des listes A et B dont voici le tableau 3, récapitulatif des statistiques effectuées sur ces échantillons.

L'indicateur « multcompare » permet, sous le logiciel Matlab, d'afficher pour chaque comparaison une fenêtre supplémentaire permettant de visualiser les moyennes et barres d'erreurs de chaque groupe comparé ensemble, et ainsi pouvoir comparer leur différence significative entre eux en cliquant dessus.

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 11, de la phrase 12 à 22, de la phrase 23 à 33, et de la phrase 34 à 44, ne nous révèlent aucunes différences significatives entre les 4 échantillons de phrases car toutes nos valeurs de p sont supérieures à 5% et aucunes comparaisons, grâce à la fonction « multcompare », ne révèlent de différences significatives entre les groupes.

Par conséquent, nous pouvons dire que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, pour chaque patient et pour la moyenne globale des séries A et B, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper.

3.3.3 Paquets de 10 phrases

Dans ce troisième temps, nous avons encore une fois réduit la longueur des paquets pour passer à des paquets de 10 phrases. Étant donné que nos deux séries comportent chacune 44 phrases, nous avons dû ne pas tenir compte des quatre dernières phrases par série pour avoir 4 paquets de 10 phrases dans chaque série. (Tableau 4)

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 10, de la phrase 11 à 20, de la phrase 21 à 30, et de la phrase 31 à 40, nous révèlent ici une différence pour les patients T3, T19 et T28. Dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour 3 patients des différences significatives. En revanche, dans

chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons de ces deux « super patient » ne révèlent aucunes différences significatives, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons alors conclure que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 10 phrases, nous révèlent 3 patients qui ont des différences significatives.

3.3.4 Paquets de 9 phrases

Réduisons encore une fois le nombre de phrases par paquets pour cette fois-ci passer à des paquets de 9 phrases.

Cette fois encore, au vu du découpage et de la taille originelle des séries A et B de 44 phrases, nous avons dû faire 4 paquets de 9 phrases, soit un total de 36 phrases par série. Par conséquent nous avons supprimé les 8 dernières phrases. (Tableau 5)

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 9, de la phrase 10 à 18, de la phrase 19 à 27, et de la phrase 28 à 36, nous révèlent ici une différence pour le patient T21.

Le patient T21 à le groupe 1 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 2 n'est significativement différent d'aucun groupe, le groupe 3 qui est significativement différent du groupe 1, et le groupe 4 qui n'est significativement différent d'aucun groupe.

Dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 4 échantillons ont également des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour un patient des différences significatives. En revanche, dans chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons dans ces deux « super patient » ne révèlent aucunes différences significatives, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons donc conclure que ces 4 échantillons

Série A						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,7474	anova1(Xi); multcompare ()
T2	0	1	0	0	0,4587	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T3	1	1	0	1	0,0107	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T4	0	0	0	0	0,9124	anova1(Xi); multcompare ()
T5	0	0	0	0	0,5445	anova1(Xi); multcompare ()
T6	0	0	0	0	0,3489	anova1(Xi); multcompare ()
T7	0	0	0	0	0,9039	anova1(Xi); multcompare ()
T8	0	0	0	0	0,9721	anova1(Xi); multcompare ()
T9	0	0	0	0	0,8726	anova1(Xi); multcompare ()
T10	0	0	0	1	0,2337	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T11	0	0	0	0	0,6056	anova1(Xi); multcompare ()
T12	0	1	0	0	0,6180	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T13	0	0	0	0	0,2809	anova1(Xi); multcompare ()
T14	0	0	0	1	0,5062	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
Moyenne série A	0	0	0	0	0,5679	anova1(Xi); multcompare ()

Série B						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T15	0	0	1	0	0,4567	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T16	0	1	1	0	0,1020	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T17	0	0	0	0	0,8048	anova1(Xi); multcompare ()
T18	0	1	1	0	0,6620	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T19	0	0	1	0	0,0623	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T20	0	0	0	0	0,6119	anova1(Xi); multcompare ()
T21	0	1	1	0	0,1339	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T22	0	0	0	0	0,4598	anova1(Xi); multcompare ()
T23	0	0	1	0	0,8882	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T24	0	0	0	0	0,5947	anova1(Xi); multcompare ()
T25	0	0	1	0	0,3011	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T26	1	0	0	1	0,4780	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T27	0	1	1	0	0,3432	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T28	1	0	1	1	0,0450	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
Moyenne série B	0	0	0	0	0,0907	anova1(Xi); multcompare ()

Tableau 4. Tableaux récapitulatif des comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 10 phrases chacun

Série A						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,8911	anova1(Xi); multcompare ()
T2	0	1	0	0	0,6114	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T3	1	1	0	1	0,3717	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T4	0	0	0	0	0,9973	anova1(Xi); multcompare ()
T5	0	0	0	1	0,2967	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T6	0	0	0	0	0,5612	anova1(Xi); multcompare ()
T7	0	0	0	0	0,8661	anova1(Xi); multcompare ()
T8	0	0	0	0	0,7111	anova1(Xi); multcompare ()
T9	0	0	0	0	0,6236	anova1(Xi); multcompare ()
T10	0	0	0	1	0,5587	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T11	0	1	1	0	0,1283	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T12	0	1	0	0	0,2642	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T13	0	0	1	1	0,4506	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T14	0	0	0	1	0,3549	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
Moyenne série A	0	0	0	0	0,6245	anova1(Xi); multcompare ()

Série B						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T15	0	0	1	0	0,4523	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T16	0	1	1	1	0,5054	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T17	0	0	0	1	0,7460	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T18	0	1	1	1	0,2358	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T19	0	0	1	0	0,3216	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T20	0	0	0	0	0,4739	anova1(Xi); multcompare ()
T21	0	1	1	0	0,0419	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T22	0	0	0	0	0,6673	anova1(Xi); multcompare ()
T23	0	0	1	1	0,8400	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T24	0	0	0	0	0,8884	anova1(Xi); multcompare ()
T25	0	0	1	0	0,1326	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T26	1	0	1	0	0,6770	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T27	0	1	1	1	0,2355	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
T28	1	0	1	1	0,1222	kruskalwallis (Xi); multcompare ()
Moyenne série B	0	0	0	0	0,0698	anova1(Xi); multcompare ()

Tableau 5. Tableaux récapitulatif des comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 9 phrases chacun

Série A								Série B							
Patients	H1	H2	H3	H4	H5	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H3	H4	H5	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0	0,9693	anova1(X); multcompare ()	T15	0	0	0	0	0	0,3993	anova1(X); multcompare ()
T2	0	0	1	1	0	0,8758	kruskalwallis (X); multcompare ()	T16	0	1	0	1	1	0,4268	kruskalwallis (X); multcompare ()
T3	1	1	1	0	1	0,0449	kruskalwallis (X); multcompare ()	T17	0	0	0	0	0	0,3746	anova1(X); multcompare ()
T4	0	0	0	0	0	0,6193	anova1(X); multcompare ()	T18	0	1	0	0	1	0,5369	kruskalwallis (X); multcompare ()
T5	0	0	0	0	0	0,8048	anova1(X); multcompare ()	T19	0	0	0	0	0	0,7748	anova1(X); multcompare ()
T6	0	0	1	0	0	0,6986	kruskalwallis (X); multcompare ()	T20	0	0	0	0	0	0,8310	anova1(X); multcompare ()
T7	0	0	0	0	0	0,8406	anova1(X); multcompare ()	T21	0	0	0	1	0	0,1328	kruskalwallis (X); multcompare ()
T8	0	0	0	0	0	0,5343	kruskalwallis (X); multcompare ()	T22	0	0	0	0	0	0,3689	anova1(X); multcompare ()
T9	0	0	0	0	0	0,3357	anova1(X); multcompare ()	T23	0	0	0	1	0	0,7976	kruskalwallis (X); multcompare ()
T10	0	0	0	0	1	0,4996	kruskalwallis (X); multcompare ()	T24	0	0	0	0	0	0,8525	anova1(X); multcompare ()
T11	0	1	0	0	0	0,1863	kruskalwallis (X); multcompare ()	T25	0	0	0	0	0	0,9854	anova1(X); multcompare ()
T12	0	1	0	0	0	0,1538	kruskalwallis (X); multcompare ()	T26	1	1	1	1	0	0,9816	kruskalwallis (X); multcompare ()
T13	0	0	0	1	0	0,5272	kruskalwallis (X); multcompare ()	T27	0	1	1	0	0	0,0467	kruskalwallis (X); multcompare ()
T14	0	0	0	0	0	0,7889	anova1(X); multcompare ()	T28	1	0	0	1	1	0,3595	kruskalwallis (X); multcompare ()
Moyenne série A	0	0	1	0	1	0,5475	kruskalwallis (X); multcompare ()	Moyenne série B	0	0	0	0	0	0,3360	anova1(X); multcompare ()

Figure 9. Tableaux récapitulatif les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 5 groupes de 8 phrases chacun

ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 9 phrases, nous révèlent un patient qui a des différences significatives.

3.3.5 Paquets de 8 phrases

Enfin, nous avons une dernière fois réduit le nombre de phrases par paquets pour passer à des paquets de 8 phrases.

Au vu du découpage, nous avons pu faire 5 paquets de 8 phrases, soit un total de 40 phrases. Nous avons donc supprimé les 4 dernières phrases. (Tableau 6)

Les comparaisons pour chaque patient, des 5 échantillons, de la phrase 1 à 8, de la phrase 9 à 16, de la phrase 17 à 24, de la phrase 25 à 32, et de la phrase 33 à 40 nous révèlent ici une différence pour les patients T3 et T27.

À l'inverse du cas précédent, pour ce patient T3, cette différence est donnée principalement par la valeur de p, car sa valeur de p est de 0,0449, soit un nombre inférieur à 5%, mais l'indicateur « multcompare » ne trouve pas de différence significative.

Le patient T27 à le groupe 1 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 2 n'est significativement différent d'aucun groupe, le groupe 3 qui est significativement différent du groupe 1, et le groupe 4 qui n'est significativement différent d'aucun groupe.

Enfin, dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 5 échantillons ont également des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour deux patients des différences significatives. En revanche, dans chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons dans ces deux « super patient » ne révèle aucune différence significative, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons donc conclure que ces 5 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 8 phrases, nous révèlent deux patients qui ont des différences significatives.

3.4 Complément d'étude³

L'analyse de Madame Julie Courtier, quant à la variabilité, dans les réponses intra-série (A et B) de la figure 3, fut réalisée. Cette grande variabilité nous laisserait penser que toutes les phrases n'ont pas le même niveau de difficulté. Un test ANOVA non paramétrique à mesures répétées a montré une différence significative d'intelligibilité entre les phrases des séries A et B. Un Conover's Post Hoc Tests a également révélé des différences significatives entre des groupes de phrases plus petits, mais il n'est pas possible de conclure à un effet de fatigue ou d'entraînement en raison de l'absence de randomisation de l'ordre de passage des phrases.

L'analyse a également montré que l'intelligibilité moyenne des phrases de la série A est plus homogène que celle de la série B. En comparaison, la série B a un meilleur pourcentage d'intelligibilité moyen que la série A. En effet, 50% des participants ont atteint le niveau maximal d'intelligibilité pour 48% des phrases de la série B, contrairement à la série A où seulement 30% des phrases ont atteint le niveau maximal d'intelligibilité. De plus, 50% des participants ont obtenu une intelligibilité de 33% pour seulement 20% des phrases de la série A, comparé à seulement 7% des phrases de la série B.

De plus, Madame Julie Courtier a également pu étudier les différences significatives par paires de phrases. Elles ont été comparées deux par deux à l'aide d'un Conover's Post Hoc Tests qui révèle des différences significatives entre plusieurs paires de phrases. Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que certaines phrases ont obtenues un fort pourcentage d'intelligibilité (90% en moyenne pour la série A et 95% en moyenne pour la série B) par opposition à d'autres ayant obtenues un faible pourcentage d'intelligibilité (14% en moyenne pour la série A et 36% en moyenne pour la série B).

Elle a également pu étudier la variabilité pouvant exister entre deux groupes de phrases pris aléatoirement qui a révélé que la série A est moins variable avec des grands groupes comportant un grand nombre de phrases. Plus le nombre de phrases diminue, plus la variabilité augmente. Au contraire, la série B possède toujours une grande variabilité, malgré l'augmentation du nombre de phrases dans les groupes. Cependant, d'après son analyse, la série B semble plus équilibrée que la série A car elle retrouve que la moitié des patients ont moins de 10% d'écart de variabilité. Pour expliquer en partie cette variabilité, elle a vérifié la présence ou non de corrélation entre la variabilité de chaque groupe de phrase et l'âge, la Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille et la durée d'appareillage pour la série A et B. Enfin, sa dernière étude s'est portée sur les influences contextuelles et phrases du VRB. Elle a souhaité évaluer le poids de la suppléance mentale lors de notre test à RSB constant et donc directement la sensibilité des phrases du VRB. Son étude a permis de montrer que le contexte est suffisant pour permettre de compléter les phrases correctement. De plus, la littérature nous montre que l'âge est l'un des principaux paramètres pour la suppléance mentale car étroitement lié au niveau d'instruction. Ses résultats sont donc cohérents avec la littérature car elle observe que les tranches d'âge les plus élevées obtiennent les meilleurs scores.

Malheureusement, ses résultats ne sont pas tout à fait cohérents avec les réponses de notre groupe test. Cela peut être dû au facteur audibilité car si le début d'une phrase n'est pas entendu, la suite ne peut pas être suppléée, contrairement à son étude qui s'effectue sur une lecture de phrase.

Ses travaux peuvent être retrouvés dans son mémoire de fin d'étude intitulé : « Élaboration d'un nouvel outil de vocale dans le bruit permettant la comparaison de deux réglages », présenté en octobre 2022 à l'école de Lyon.

CONCLUSION

L'objectif principal de l'étude était de déterminer le nombre de phrases à répéter par un patient pour la comparaison de deux réglages, à RSB constant, basés sur les listes VRB, afin de visualiser l'amélioration ou la dégradation d'un réglage A par rapport à un réglage B à travers le score d'intelligibilité. Les résultats ont montré une variabilité significative entre les phrases d'une même série (résultat du groupe test) et également entre les deux séries (résultat du groupe contrôle). L'absence de randomisation a empêché des conclusions précises car les effets de fatigue et d'entraînement n'ont pas été contrôlés parfaitement. Le nombre élevé de combinaisons existantes est également un obstacle aux conclusions car il faudrait tester toutes les combinaisons possibles pour établir un nombre minimal de phrases tout en minimisant la variabilité. Cependant, avec cette configuration, nous avons quand même pu avoir un premier aperçu du nombre de phrases qu'il nous faudrait approximativement. Cela tout en restant juste et cohérent avec un bon niveau d'intelligibilité entre les différents paquets de phrases. À ce stade, des paquets de 11 phrases paraît être la meilleure solution, car c'est la dernière découpe de paquets où il n'y a aucun patient qui relève des différences significatives entre les différents paquets de phrases.

Pour les études futures, il serait souhaitable de modifier le protocole afin que la série B soit uniquement utilisée et présentée au groupe des malentendants en randomisant l'ordre des 44 phrases pour chaque participant. En effet, pour l'échantillon étudié et d'après les résultats de Madame Julie Courtier, la série B est moins variable et semble moins sensible à la suppléance mentale que la série A. Une phase de test-

retest pourrait être envisagée pour s'assurer que la variabilité n'est pas trop élevée. Si la variabilité reste élevée, il serait intéressant de modifier le matériel vocal en utilisant des items de type logatome ou mots monosyllabiques qui sont moins ou non dépendants de la suppléance mentale et donc plus sensibles. Cela pourrait venir du fait que les phrases utilisées dans notre version actuelle, et issues du corpus MBAA, datent de 1992 et donc non représentatives d'un contexte actuel pour les sujets les plus jeunes. Cependant, si la variabilité est contrôlée par la modification du protocole, il sera nécessaire de déterminer à nouveau le nombre minimum de phrases à répéter par les malentendants, puis de réaliser une phase de validation de protocole sur un plus grand nombre de patients. Le nouvel outil doit être suffisamment sensible pour mettre en évidence une augmentation ou une diminution du pourcentage d'intelligibilité liée à l'ajustement du réglage ou d'un paramètre acoustique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Wu YH, Stangl E, Chipara O, Hasan SS, Welhaven A, Olesen J, Characteristics of Real-World Signal-to-noise Ratios and Speech Listening Situations of Older Adults with Mild-to-Moderate Hearing Loss, *Ear and Hearing*, 2018, 39 ; 293-304
2. Smeds K, Wolters F, Rung M, Estimation of Signal-to-Noise Ratios in Realistic Sound Scenarios, *Journal of the American Academy of Audiology*, 2015, 26 ; 183-196
3. Courtier J, mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothésiste « Élaboration d'un nouvel outil de vocale dans le bruit permettant la comparaison de deux réglages », Université Claude Bernard Lyon 1, 2022

Je suis un audioprothésiste

libre !

J'exerce comme je l'entends

 **dyapason**

www.dyapason.audio



Auteurs

Nicolas WALLAERT¹,
Audioprothésiste D.E.,
Master Audiologie et troubles
du langage, Ingénieur en
Acoustique, Docteur en
Sciences Cognitives (PhD),
Membre du Collège National
d'Audioprothèse

Hadrien JEAN¹,
Data scientist, Machine
learning scientist, Docteur
en Sciences Cognitives (PhD)

Nihaad PARAOUTY¹
Translational auditory
scientist, Docteur en
Sciences Cognitives (PhD)

**Dr Laurent
SEIDERMANN⁵**
Chirurgien ORL

Dr Arnaud DEVEZE^{2,3}
Chirurgien ORL

Pr Eric TRUY^{3,4}
Chef de Service ORL et de
Chirurgie Cervico-Faciale

1. iAudiogram, 5 Bis Cours
Anatole France,
51100 Reims, France
2. Institut de l'Oreille, Hôpital
Clairval, 317 Bd du Redon,
13009 Marseille, France
3. Plateforme Audya,
26 trav. Pastre,
13009 Marseille, France
4. Service ORL, Hôpital
Edouard Herriot, Lyon,
France
5. ORL-CCF - Polyclinique
Courlancy - Bezannes

DÉSERTS MÉDICAUX QUELLES SOLUTIONS TECHNIQUES EN AUDIOLOGIE ? L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE, ÉLÉMENT MANQUANT POUR RÉPONDRE AUX DIFFÉRENTS ENJEUX MÉDICAUX, ÉTHIQUES ET RÉGLEMENTAIRES ?

À ce jour, la demande de soins auditifs en France et dans certains pays a considérablement augmenté (e.g. +85% en volume entre 2020 et 2021 en France). Si le taux d'appareillage dans la population a sensiblement progressé, certains patients semblent parfois rencontrer dans certaines zones géographiques des difficultés pour bénéficier d'une expertise otologique préalablement à la prise en charge audioprothétique. Différentes solutions ont été proposées : téléconsultation, délégation de tâches, transfert de tâches, téléaudiométrie, téléexpertise... Malgré des expérimentations locales, aucune des solutions proposées ne semble « dans l'état » déployable à grande échelle de façon viable (respect de l'ensemble des exigences médicales, éthiques, réglementaires, gain d'efficacité...) de façon à pallier une démographie ORL déclinante et une répartition inhomogène au sein des territoires. Cet article présente les différentes solutions techniques ou organisationnelles qui pourraient être mises en place, leurs avantages et leurs limites. L'intelligence artificielle, si elle n'est pas la solution par elle-même, semble toutefois pouvoir être l'élément manquant de ces nouveaux schémas organisationnels. Elle pourrait permettre de sécuriser le patient et les praticiens tout au long du parcours de soin, tout en levant les barrières éthiques, médicales et réglementaires, pour répondre collectivement aux enjeux de Santé Publique.

Conflits d'intérêts :

Nicolas WALLAERT, Hadrien JEAN et Nihaad PARAOUTY sont actionnaires et/ou salariés de l'entreprise My Medical Assistant SAS, propriétaire d'iAudiogram. Arnaud DEVEZE et Eric TRUY sont actionnaires au sein de la société Audya. Laurent SEIDERMANN n'a aucun lien d'intérêt avec aucune des structures nommées dans cet article (iAudiogram, Audya, TokTokDoc).

INTRODUCTION

Otologie médicale : clé de voute du succès audioprothétique

En audiologie, la prise en charge diagnostique et thérapeutique est coordonnée en France par le Médecin prescripteur pour l'adulte comme pour l'enfant¹. La prise en charge audioprothétique est soumise à l'obtention d'une prescription médicale, après un bilan préalable clinique et audiométrique. Elle est réalisée par un médecin oto-rhino-laryngologiste (ORL), ou un médecin généraliste ayant bénéficié du parcours de développement professionnel continu (DPC) en « Otologie médicale ».

Ces modalités d'accès à l'appareillage, appelées « primo-prescription », établies d'un commun accord entre les différentes parties lors de la mise en place du 100% Santé, ont été instaurées pour sécuriser le traitement d'une surdité en amont par un bilan otologique médical complet. Une dérégulation instituée par une dérogation à la primo-prescription ou une abrogation de la primo-prescription semble être un terrain de jeu idéal pour certaines « officines » commerciales mal intentionnées. Comme rappelé par la CPAM dans sa récente conférence de presse début octobre 2023, l'explosion des ventes est aussi le fruit d'un effet d'aubaine suscitant des comportements déviants, avec parfois près de 17% des facturations d'aides auditives présentées au remboursement qui seraient frauduleuses dans certains départements. Ces dérives dépassent celles d'un épiphénomène, sont dommageables en premier lieu pour les patients et par ricochet sur nos professions respectives, et sont favorisées par l'utilisation de « solutions » numériques utilisées parfois hors cadre légal.

Dans ce contexte, l'esprit de la primo-prescription, de la pertinence de la prescription et de l'essai prothétique, garante de l'aspect médical de la prise en charge audiologique, doit être préservé et défendu par l'intégralité des acteurs en Audiologie.

Accès inégal à l'expertise Otologique

Sur les dernières années, les ORL ont été les principaux prescripteurs d'aides auditives (65% au total des prescriptions en 2021), mais le nombre de prescriptions des médecins généralistes a augmenté jusqu'en septembre 2022 pour répondre à la demande induite par le 100% Santé. Cette répartition « moyenne » des prescriptions n'est pas incompatible avec la répartition primo-prescription/renouvellement observée en pratique clinique courante et semble donc non problématique per se.

Depuis septembre 2022, la primo-prescription est réservée aux médecins ORL et à certains généralistes (DPC Otologie Médicale). Dans certaines zones géographiques, l'accès à un médecin ORL semble toutefois problématique en raison d'une double causalité : démographie ORL déclinante et répartition inhomogène des ORL au sein des territoires.

Sur la dernière année, les délais moyens d'obtention d'un rendez-vous chez l'ORL ont sensiblement augmenté (45 jours à 160 jours) alors que 50% des patients étaient reçus en moins de 30 jours par leurs spécialistes ORL en 2018². Par ailleurs, plus le patient habite dans une petite commune et/ou est éloigné du médecin ORL, plus les délais de rendez-vous augmentent. Ces données interrogent donc quant à l'équité d'accès aux soins pour des patients résidants dans des zones médicales

sous dotées et/ou pour des patients difficilement mobilisables. Par ailleurs, l'afflux massif de patients consultant pour un bilan otologique a sensiblement augmenté, embolisant parfois l'activité de certains centres ou cabinets d'ORL, ralentissant de façon collatérale la prise en charge d'autres malades.

Malgré un émoi de la part des industriels (SNITEM) signalant un ralentissement du marché des aides auditives en avril 2023 en raison de « la diminution du vivier de prescripteurs » avec « une possible remise en cause de l'accès aux soins en audioprothèse », la situation se doit d'être étudiée avec prudence tant à une échelle « macro » et « micro » médicale.

Ainsi, au niveau national, près de 30% des personnes ayant reçu une ordonnance pour aides auditives en 2021 ne sont toujours pas équipés, soit 1,3 million de personnes.

Au niveau national, de nombreux patients sont donc potentiellement appareillables, et ont d'ores et déjà bénéficié d'une expertise otologique médicale, mais n'entreprennent pas les démarches pour être finalement appareillés. Au niveau local, une étude menée à l'échelle régionale par le Prof. Christophe Vincent confirme les suppositions initiales selon lesquelles l'accès à la primo-prescription est sous tension localement (mesuré par les délais d'obtention d'un rendez-vous chez l'ORL dans les Hauts de France) dans des isolats territoriaux identifiables et/ou

pour des sous-populations de patients.

La problématique de Santé Publique à laquelle il convient de répondre est donc comment améliorer l'accès à cette expertise otologique médicale pour des patients difficilement mobilisables et dans des zones sous dotées médicalement. La question sous-jacente chez cette sous-population de patients est la question de la « perte de chance », en cas d'absence de prise en charge ou de retard de prise en charge.

L'approche médicale de la perte de chance intègre trois notions³ : l'éventualité de meilleurs résultats que l'abstention (diagnostique, thérapeutique), le respect des droits du patient et l'évaluation de la perte de chance selon la littérature et les recommandations des sociétés savantes. La notion de « perte d'une chance » est devenue « perte d'une chance de guérison ou de survie ». La perte de chance est à mi-chemin entre le dommage et la causalité. Elle ne supplée pas le lien causal, mais répare la disparition d'une probabilité de refuser un traitement, obtenir une guérison, ou subir un préjudice moindre. Dans le contexte médical parfois contraint, les nouvelles solutions organisationnelles, les nouveaux outils numériques et l'intelligence artificielle contribueront sans doute à limiter cette perte de chance en permettant notamment d'assurer un suivi encore plus régulier⁴.

Les solutions organisationnelles

- **délégation de tâches** : La délégation de tâches sous l'autorité du médecin vers un assistant médical permet au médecin de libérer du temps médical et ainsi de répondre à un besoin croissant de consultations médicales en ville via une augmentation de sa file active. Différentes missions peuvent être déléguées à un assistant médical :

- Les tâches administratives : accueil du patient, gestion du dossier informatique du patient, accompagnement de la mise en place de la télé-médecine, etc.

« Ainsi, au niveau national, près de 30% des personnes ayant reçu une ordonnance pour aides auditives en 2021 ne sont toujours pas équipés, SOIT 1,3 MILLION DE PERSONNES. »

- La préparation et le déroulement de la consultation : aide à l'habillage/ déshabillage, prise de constantes, préparation et aide à la réalisation d'actes techniques (explorations fonctionnelles), mise à jour du dossier patient, les dépistages...
- L'organisation et la coordination,

En ORL, cette pratique est couramment mise en place dans de nombreux services hospitaliers et plus rarement en libéral pour la réalisation des explorations fonctionnelles de l'audition par exemple, bien que la législation sur la délégation de tâche en ORL reste encore floue pour certains actes et se doit d'être précisée. Par ailleurs, dans de nombreux domaines, le progrès technologique a permis un gain de temps médical et une délégation de tâches vers du temps machine (e.g. PEA automatisées, OEA automatisées,...). Par exemple, sur le plan numérique, le temps médical libéré par une adoption complète par les ORL de l'audiométrie automatisée par Intelligence artificielle équivaut à « rajouter » entre 200 et 300 ETP d'ORL supplémentaires sur le territoire.

- **transferts de tâches** : Le "transfert des tâches" est utilisé dans le secteur de la santé pour décrire une situation dans laquelle une tâche (et la responsabilité associée) normalement assurée par un médecin est déléguée à un autre professionnel de santé dont le niveau de formation et d'expérience et/ou de formation est moindre ou différent comparativement à la formation médicale officielle. La raison invoquée pour un tel transfert de tâches est que le service médical ne serait sinon pas fourni à ceux qui en ont besoin, en raison d'une pénurie médicale. Le transfert des tâches peut également être le fait des progrès de la technologie médicale qui standardisent la mise en œuvre et l'interprétation de certaines tâches et permettent ainsi de faire effectuer ces dernières par des non professionnels de santé ou des assistants techniques en lieu et place des médecins. Le transfert de tâche n'est pour l'instant que peu utilisé en ORL et pas utilisé en audiologie, notamment pour des questions réglementaires et/ou éthiques.

Ces deux solutions organisationnelles permettent d'augmenter le temps médical disponible et donc de raccourcir les délais d'obtention d'un rendez-vous. Elles ne peuvent toutefois pas ou partiellement répondre aux problèmes d'accès territoriaux aux soins.

Les solutions offertes par le numérique en Santé

- **téléconsultation** : La téléconsultation est une consultation réalisée par un médecin (généraliste ou ORL), à distance d'un patient, ce dernier pouvant être assisté ou non par un autre professionnel de santé (ex : médecin, audioprothésiste...). Tout patient, qu'il soit atteint d'une affection aiguë ou d'une maladie chronique, peut a priori se voir proposer une téléconsultation. Le recours à la téléconsultation relève de la seule décision du médecin (traitant, ou correspondant, selon les cas) qui doit juger de la pertinence d'une prise en charge médicale à distance plutôt qu'en face à face. Les actes de téléconsultation sont remboursés par l'assurance maladie, sous réserve de répondre à plusieurs conditions :
 - la téléconsultation doit s'inscrire dans le respect du parcours de soins (hors patients institutionnalisés),
 - le suivi régulier et de qualité des patients, implique une alternance nécessaire de consultations en présentiel et de téléconsultations,

- la téléconsultation doit s'inscrire dans une logique d'ancrage territorial de réponse aux soins.

Dans le cadre d'une téléconsultation en audiologie, les conditions de prescription des aides auditives établies par l'arrêté du 14 novembre 2018 restent valables. Aussi, lors de cette téléconsultation réalisée de façon synchrone, le bilan préalable comprenant notamment un examen otologique et audiométrique tonal (en voie aérienne et osseuse) et vocal (en champ libre ou au casque) reste obligatoire, et doit être réalisé par le médecin prescripteur lui-même. La réalisation d'une téléconsultation implique donc obligatoirement la réalisation d'une téléaudiométrie et d'un examen clinique en visio avec vidéo-otoscopie et interrogatoire du patient.

- **Téléexpertise** : La téléexpertise (TLE) permet à un professionnel de santé, dit « requérant » de solliciter à distance l'avis d'un médecin, dit « requis » en raison de sa formation ou de sa compétence particulière, sur la base d'informations de santé liées à la prise en charge d'un patient, même en l'absence du patient.

La téléexpertise n'exige pas d'échange par vidéotransmission (à la différence des actes de téléconsultation). Elle doit en revanche faire l'objet d'un échange, après accord du patient, entre deux praticiens via une messagerie (ou un média) sécurisé de santé. Les professionnels de santé non médicaux peuvent depuis avril 2022 demander une téléexpertise à un professionnel médical. À l'issue de sa téléexpertise, le médecin requis rédige un compte-rendu, l'archive dans son dossier patient, et dans le dossier médical (DMP) intégré dans Mon espace santé du patient. Il transmet ce compte-rendu au médecin traitant et au professionnel de santé ayant sollicité la téléexpertise (le requérant). Pour le médecin requis, la téléexpertise est facturée 20 € par le médecin. La téléexpertise est facturée 10 € par le professionnel de santé ayant sollicité une téléexpertise (après signature de la convention liée à la CPAM). Elle n'est pas cumulable avec d'autre acte ou majoration.

De par leur nature distancielle, ces deux solutions semblent de prime abord les meilleures solutions pour faciliter l'accès à l'expertise otologique dans les zones sous dotées médicalement et pour les patients difficilement mobilisables.

Téléconsultation et la téléexpertise en audiologie : de nombreuses problématiques

La réalisation d'une **téléconsultation** dans le cadre de l'examen clinique et audiométrique réalisé avant la prescription d'aides auditives présente l'avantage d'être techniquement réalisable : le praticien peut réaliser son anamnèse par vidéotransmission, sa vidéo-otoscopie avec l'aide d'un assistant sur place (qui peut être l'audioprothésiste), sa téléaudiométrie et son diagnostic à distance.

Si cette solution ne présente pas de verrous technologiques ou réglementaires, elle semble toutefois **peu efficiente dans le cadre du soin courant**, et difficile à implémenter à grande échelle sur différents plans :

- organisationnel : téléconsultation synchrone ; l'ensemble des acteurs doivent être connectés simultanément, **complexifiant l'organisation**, la mise en place, et générant potentiellement des temps morts.

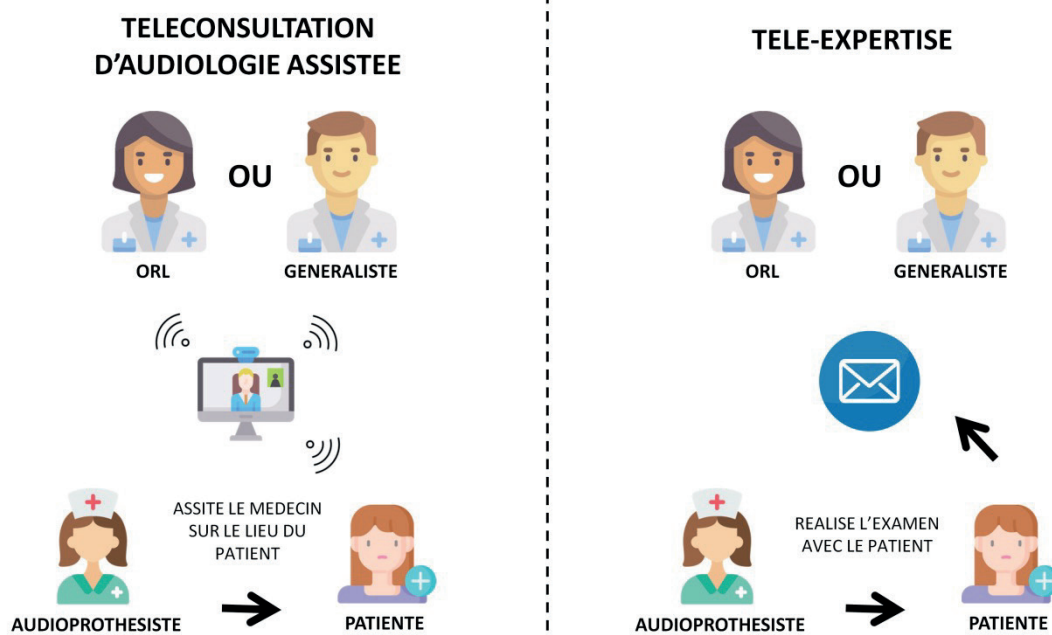


Figure 1. Comparaison de l'organisation de soin en téléconsultation et en téléexpertise en audiologie.

- temporel : la réalisation d'un examen à distance et notamment d'une téléaudiométrie requiert **20 à 60% de temps supplémentaires comparativement à un examen en présentiel** ⁹. Dans un contexte d'efficacité dans le soin, il semble **non souhaitable de monopoliser plus de temps médical, déjà contraint**.

- besoins humains : cela monopolise 2 personnes pour un seul patient, un médecin à distance et un opérateur (audioprothésiste) sur place au côté du patient.

- technique : les deux opérateurs doivent bénéficier de conditions d'examen optimales (connexion internet suffisamment rapide, isolation acoustique, matériel audiométrique connecté ...)

- financière : la téléconsultation est cotée par la sécurité sociale. Elle n'est toutefois **pas avantageuse** pour les praticiens eu égard au temps additionnel passé, au coût matériel supplémentaire, sauf à induire un financement de la consultation par une personne tierce (audioprothésiste), discutable éthiquement... et potentiellement répercuté au patient.

La **téléexpertise** dans le cadre de l'examen clinique et audiométrique réalisé avant la prescription d'aides auditives (cf. schéma organisationnel est rappelé en figure 1) présente sur le papier de nombreux avantages :

- i. flexibilité et facilité de mise en place, car asynchrone;
- ii. basée sur un simple échange de données médicales limitant les contraintes matérielles ;
- iii. peu chronophage, car ne monopolise pas de temps médical additionnel et ne nécessite pas de multiplier les praticiens disponibles simultanément pour un seul patient.

Elle semble donc une solution prometteuse, mais se heurte à de nombreuses problématiques éthiques, légales et médicales, telle qu'elle est parfois pratiquée à titre « expérimental » :

1. La **réalisation de l'audiométrie est faite par l'audioprothésiste**, ce qui est non autorisé au regard de l'arrêté du 14 novembre 2018, l'examen "devant être réalisé par le médecin prescripteur". Si une modification du texte

est envisageable, est-elle souhaitable dans l'immédiat en l'absence de moyens de contrôle pour l'ORL sur la qualité de l'audiométrie réalisée et du risque de conflits d'intérêts ?

2. Quelle **liberté de choix du praticien pour le patient** ? Comment peut-il récupérer son ordonnance pour consulter un autre professionnel si elle est transmise directement à l'audioprothésiste ?
3. Le **parcours de soins est substantiellement modifié** si le requérant est l'audioprothésiste : le rôle du médecin traitant est annihilé.
4. Les médecins experts requis sont généralement distants, et donc non accessibles géographiquement pour le patient. Quelle continuité dans le soin en cas de besoin ?
5. **Téléexpertise non cotable par l'ORL** si demandée directement par l'audioprothésiste, imposant indirectement une compensation financière supportée indirectement par le patient... et un risque de compépage
6. **Cahiers des charges à établir par les sociétés savantes** (quels tests minimums, quelle formation des requérants, quels moyens de contrôle ?)
7. **Risque de démedicalisation** de l'audiologie en cas d'abus, imposant de définir des critères d'éligibilité à la téléexpertise en audiologie ?

L'intelligence artificielle, chaînon manquant de la chaîne organisationnelle ?

L'arrivée de l'Intelligence artificielle en Audiologie pourrait palier aux problématiques précédentes et sécuriser tant les patients, que les praticiens qui y aurait recours :

- **Délégation de l'audiométrie vers l'IA** : L'Audiométrie automatisée par IA permet de fournir l'ensemble des tests audiométriques (tonale CA et CO, Vocale dans le silence et dans le bruit) requis pour une primo-prescription en monopolisant un temps médical limité (installation du



« Des audioprothésistes indépendants, professionnels de l'audition passionnés par leur métier, regroupés autour d'une même exigence de qualité, au service de leurs patients. »

sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.

patient). Les données sont reproductibles, et la répétabilité peut dépasser la précision obtenue sur une audiométrie manuelle. Le bilan audiométrique non falsifiable réalisé par IA est donc comparable, quel que soit le lieu de réalisation de l'audiométrie (ORL ou Audioprothésiste). Cela résout la problématique de la délégation de tâche, désormais faite vers l'IA et non vers l'audioprothésiste supprimant ainsi tout risque de conflit d'intérêts.

- **Sécurisation de la téléexpertise** : des modèles d'IA peuvent être implémentés pour valider la demande de téléexpertise préalablement à son envoi au médecin par l'audioprothésiste et limiter le temps médical perdu : préinterprétation par IA de l'otoscopie devant être « normale », exclusion de certains patients ne répondant pas aux critères audioprothétiques (indication d'implant cochléaire potentielle, patients hors des zones sous tension médicale, ...). La cohérence du tableau clinique peut être estimée par IA (anamnèse, données audiométriques, weber, questionnaire HHIES, otoscopie) par des indicateurs de confiance, en plus des indices déjà fournis par l'IA sur la qualité des examens audiométriques.

- **Routine de tests définie et adaptée à chaque patient** : L'anamnèse peut être automatisée et réalisée par le patient en autoévaluation, supervisée par IA, avec la réalisation d'examens complémentaires si nécessaires, adaptée pour chaque patient (eg. CODEX ou MMS, GDS, ...).

- **Gain d'efficacité** : L'automatisation par IA permet d'économiser du temps, tant au praticien ORL qu'à l'audioprothésiste, chez qui les tests audiométriques pourraient être réalisés.

L'intelligence artificielle, adossée à des outils innovants d'échange de données médicales (e.g. Audya : dossier médical partagé sécurisé en audiologie consultable par l'ensemble des acteurs ou TokTokDoc : solution de télémedecine et téléexpertise) pourraient lever les derniers points réglementaires et éthiques, sans modifier ni alourdir le parcours patient dans les zones sous dotées médicalement :

1. Prise de rendez-vous chez l'audioprothésiste pour un bilan auditif
2. Anamnèse et interrogatoires assistés par IA (H-HIES, CODEX,...) avec identification de contre-indications à la téléexpertise (drapeaux rouges)
3. Vidéo-otoscopie
4. Bilan audiométrique réalisée par IA : Weber, Tonale CA et CO, Vocale silence et bruit
5. Génération automatisée d'une demande de téléexpertise reprenant l'ensemble des éléments, si patient éligible à la téléexpertise.
6. Possibilité d'envoi de la demande au Médecin traitant, avec l'ensemble des éléments. Si cela est validé par les différentes instances, la demande pourrait être faite directement avec l'ORL. L'outil digital permet de contrôler la qualité des échanges.
7. Après validation par le médecin généraliste, envoi des données audiológicas à son correspondant ORL local habituel.
8. Téléexpertise de l'ORL et :
 - si nécessaire, convocation du patient en présentiel avec +/- examens complémentaires en cas d'identification de drapeaux rouges
 - réalisation de la prescription d'appareillage, transmise au médecin traitant et au patient.
9. Appareillage du patient par l'audioprothésiste à son cabinet
10. Contrôle éventuel otologique en présentiel si souhaité par l'ORL permettant d'apprécier concomitamment le bénéfice prothétique post appareillage

CONCLUSION

La combinaison de l'intelligence artificielle avec des solutions numériques certifiées et sécurisées d'échanges de données en santé est d'ores et déjà réalisable techniquement, totalement légale et implémentable facilement en pratique clinique courante. Elle pourrait être opérationnelle dès le premier

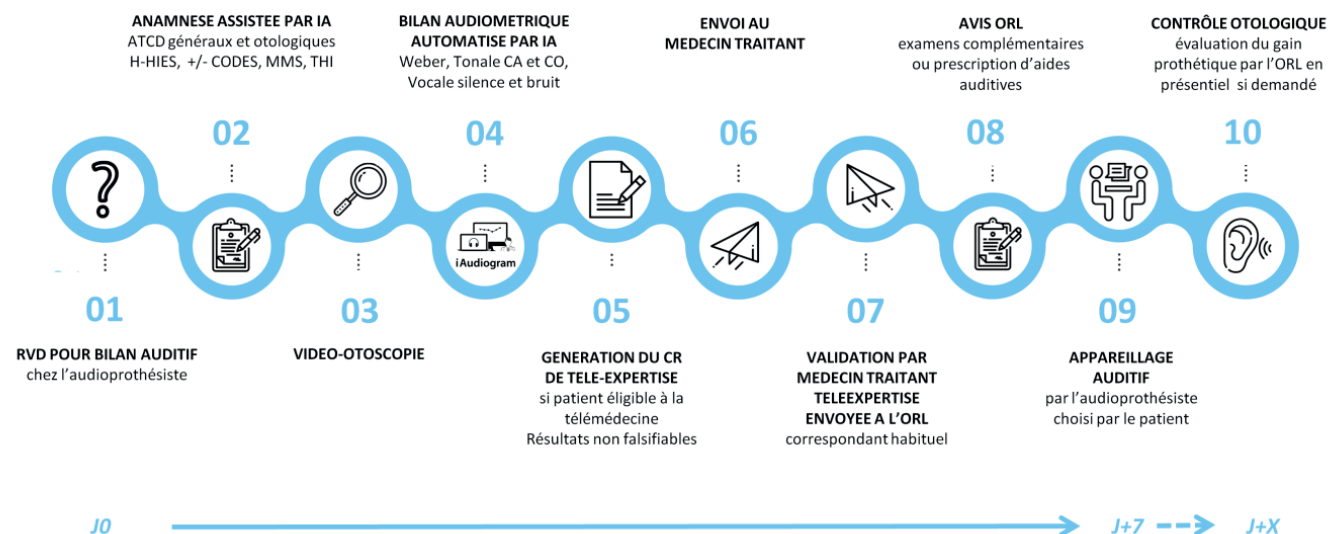


Figure 2. Proposition d'un parcours de soins de téléexpertise en Audiologie intégrant le patient, l'audioprothésiste, le médecin traitant et le médecin ORL. La réalisation des actes réalisés de façon distante est sécurisée par l'apport de l'intelligence artificielle tant pour les patients que pour les praticiens. Ce système organisationnel est implémentable, sans modification du cadre légal actuel.

semestre 2024. La conjonction IA en Audiologie et Numérique en Santé permet de :

- s'affranchir de la problématique de la délégation de tâche vers l'audioprothésiste, et des risques de conflits d'intérêts potentiels.
- garantir un bilan audiométrique de qualité, et sécurisé par les index de confiance fournis par l'IA
- respecter le parcours de soin du patient, en incluant l'intégralité des acteurs (habituels et non distants)
- garantir un suivi du patient de proximité, et une continuité dans le soin, le digital ne faisant que faciliter les échanges habituels en les sécurisant
- respecter la liberté de choix du praticien par le patient
- limiter les risques de dérives mercantiles, en sécurisant la téléexpertise par l'IA, et en traçant les échanges dans un espace digital qualitatif
- réduire le coût de la téléexpertise ou de la téléconsultation supporté par l'audioprothésiste, et donc par le patient : le coût médical est financé par la CPAM, et proposer une solution viable et financièrement rentable pour les médecins ORL.

BIBLIOGRAPHIE

■ 1. Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale - JORF n°0265 du 16 novembre 2018

- 2. Communiqué de presse SDA - 9 mars 2023 - Primo-prescription : l'accès au 100 % santé audiology en péril !
- 3. Thai-Van, H., Bakhos, D., Bouccara, D., Loundon, N., Marx, M., Mom, T., ... & Venail, F. (2021). Téléconsultation médicale en audiologie. Conseils de bonnes pratiques de la Société française d'audiologie (SFA) et de la Société française d'ORL et de chirurgie cervico-faciale (SFORL). *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale*, 138(5), 369-380.
- 4. LOI n° 2002-303 du 4 mars 2002 relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé (1) - JORF du 5 mars 2002
- 5. Fioux, M., Duret, S., Bawazeer, N., Denoix, L., Zaouche, S., & Tringali, S. (2020). Telemedicine for ENT: Effect on quality of care during Covid-19 pandemic. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 137(4), 257-261.
- 6. Article R6316-2 - Code de la santé publique » en application des articles L1111-2 et L1111-4 - Chapitre Ier : Information des usagers du système de santé et expression de leur volonté (Articles L1111-1 à L1111-31)
- 7. Article R. 6316-9 du Code de Santé Publique - Formation et compétences des professionnels
- 8. Article R. 6316-4 du Code de Santé Publique - Tenue du dossier patient
- 9. Swanepoel, D. W., Koekemoer, D., & Clark, J. (2010). Intercontinental hearing assessment—a study in tele-audiology. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 16(5), 248-252.
- 10. Article R. 6316-10 du Code de Santé Publique - Conformité aux modalités d'hébergement des données de santé à caractère personnel. L'usage de ces technologies est conforme aux référentiels d'interopérabilité et de sécurité mentionnés à l'article L. 1110-4-1.



CONSULTANT SOLUTIONS INFORMATIQUES

Votre Prestataire Informatique Spécialisé en Audioprothèse

Fort de 35 ans d'expérience au service des audioprothésistes, **Consultant Solutions Informatique** vous propose toute son expertise.

Implanté dans le LOIRET, nous intervenons et accompagnons près de **450 centres d'audioprothèse sur toute la France**.

Nos ordinateurs sont livrés prêts à l'emploi avec installation des logiciels nécessaires à votre activité.

Forfait ou contrat de maintenance, nous sommes présents depuis l'idée de votre futur centre jusqu'à la mise en place et le suivi de vos installations.

Fournisseur NOAH, HIMSA et certifié "HIMSA Products Support Engineer".



Informatique

Acquisition

Maintenance

Assistance

Dépannage

DE LA CA VERS LA CO : ILLUSTRATION DE L'IMPORTANCE DU SUIVI PROTHÉTIQUE



Auteur

Jehan GUTLEBEN

Audition Gutleben
4 rue du 25 Novembre
68350 DIDENHEIM

Audioprothésiste D.E.,
Membre du Collège National
d'Audioprothèse

Monsieur N. est né en 1950. Son oreille droite présente des antécédents d'otites, plusieurs fois opérées pour des paracentèses, ou des poses d'aérateurs transtympaniques (ATT). L'ORL qui le suit, chef de service hospitalier, l'a adressé en 2004 chez un professeur ORL à Saint Etienne pour une ossiculoplastie. Depuis le patient n'a plus jamais connu d'otorrhées de son oreille droite. Quant à l'oreille gauche, elle n'aurait jamais subi d'otorrhée.

En plus d'être très bricoleur et d'avoir une vie sociale active avec son épouse, ce patient est sportif : il fait régulièrement du vélo. Il ne pratique plus la natation, mais assure régulièrement l'arbitrage pour des compétitions de natation en piscine.

Depuis 2010 il est équipé d'un contour d'oreille Siemens Motion 701 SX à droite, avec un embout silicone sans évent. Il n'en est pas satisfait et le porte occasionnellement. Il s'est habitué à entendre grâce à son oreille gauche dont il estime que le niveau d'audition est suffisant.

Nous décrivons dans cet article les principaux rendez-vous illustrant l'évolution de ce cas clinique.

15/02/2017

Il se présente dans notre centre pour la première fois. Il aimerait qu'on puisse améliorer le réglage de son appareil. La lecture de celui-ci montre un data logging (DL) de 2 h/jour (que nous réinitialisons) ; il n'y a qu'un seul programme et le potentiomètre est désactivé. Il précise qu'il porte peu son appareil en raison de l'embout qui lui est douloureux après deux journées d'utilisation. L'audiogramme réalisé montre une perte de 45 dBHL à gauche et 79 dBHL à droite (figure 1). Les gênes qu'il décrit concernent la télévision, les conversations en groupe, et la sensation d'asymétrie auditive. Son appareil étant en bon état et suffisamment puissant, nous lui proposons de commencer sa réadaptation par le renouvellement de l'embout : nous définissons avec lui les objectifs, dont le premier sera d'arriver progressivement à une utilisation quotidienne de son appareil. Pour ne faire prendre aucun risque au patient, nous enregistrons la lecture de ses réglages actuels : soit les futurs réglages seront meilleurs, soit nous en reviendrons aux réglages initiaux.

30/03/2017

Mise en place à droite du nouvel embout conque en silicone : il semble plus confortable à la mise en place comparé à l'ancien, mais ça reste à confirmer dans les jours suivants. Le DL de 2,5 h/jour montre que le patient semble avoir déjà commencé à faire l'effort de porter un peu plus souvent son appareil depuis le rendez-vous précédent.

Après un test anti larsen, la mesure du seuil prothétique tonal avec assourdissement de l'oreille gauche nous conduit à augmenter le gain de l'appareil.

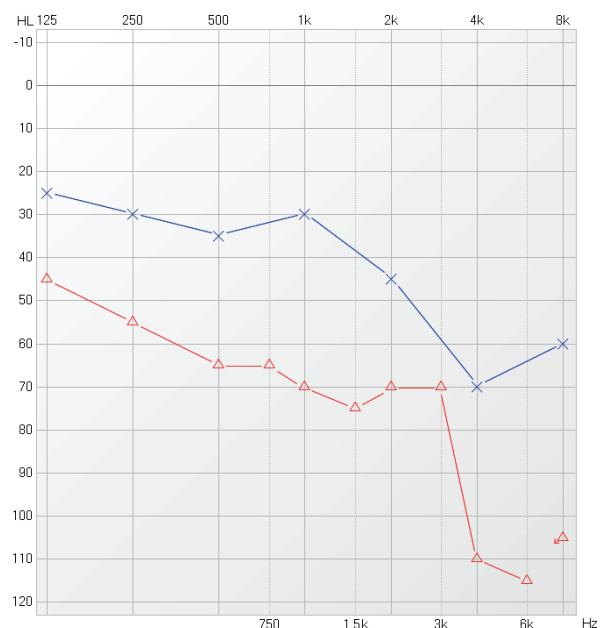


Figure 1. Seuils tonaux : perte moyenne de 45 dBHL à gauche et 79 dBHL à droite.

09/06/2017

Le patient se présente sans rendez-vous : il souhaite finalement remettre les réglages précédents car il n'entend toujours pas aussi bien qu'il le souhaiterait. Nous reprogrammons les réglages précédents comme demandé, et activons le potentiomètre pour l'inviter à s'impliquer à son rythme dans l'évolution de l'adaptation. Un rendez-vous est fixé pour la semaine suivante afin de refaire le point sur les délais d'atteinte des objectifs prothétiques, ou pour envisager éventuellement la réadaptation de son appareil sur le côté gauche si résultat prothétique demeurerait trop limité à droite.

L'année se poursuit avec des simples entretiens de son appareil, qu'il commence à porter un peu plus souvent.

20/03/2018

Il a repris rendez-vous car il ressent une moins bonne audition. Un bilan aux inserts est réalisé (figures 2a,b) : le seuil à droite est assez stable comparé à 2017, mais le seuil gauche est effectivement un peu dégradé, surtout aux fréquences aiguës. Les scores vocaux restent concordants.

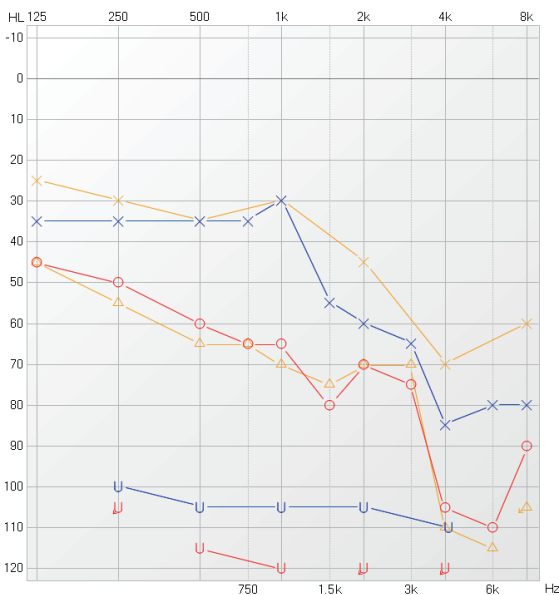


Figure 2a. Comparaison des seuils aux inserts de 2018 (rouge et bleu) avec les seuils au casque de 2017 (courbes jaunes).

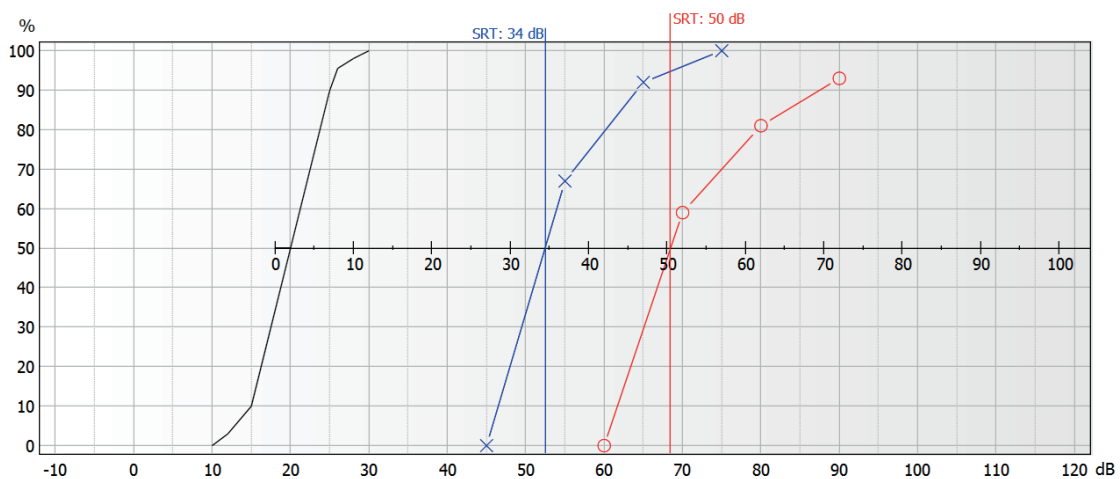


Figure 2b. Scores vocaux mesuré aux inserts avec des listes de logatomes dissyllabiques de Dodele.

Il dit porter son appareil un peu plus souvent, mais toujours de façon aléatoire. Nous augmentons les réglages de gain et de niveau de sortie, mais le patient souhaite envisager un nouvel appareillage, et a déjà pris rendez-vous avec son ORL pour cela.

03/04/2018

Conformément à la prescription, nous envisageons le renouvellement de son appareillage qui sera désormais bilatéral : des Signia Motion 5 NX 13, avec un tube fin à gauche pour répondre au souhait de discrétion du patient. Après la prise d'empreinte et le bilan en champ libre oreilles séparées, nous consignons les objectifs dans le questionnaire COSI¹, disponible dans les modules Noah (figure 3). Cet outil est très pratique pour recentrer les échanges avec les patients lors des rendez-vous de suite d'essai.

Besoins spécifiques:

- entendre la TV sur 9 comme avant, voir moins (au lieu de 12)
- mieux comprendre lors des repas de famille (avec 4 personnes)
- pouvoir supporter facilement l'embout droit
- mieux équilibrer l'audition pour ne pas devoir se placer en fonction
- mieux comprendre lors des arbitrages en compétition de natation

Figure 3. Objectifs du renouvellement d'appareillage, enregistrés dans le questionnaire COSI.

20/04/2018

Début de l'adaptation bilatérale. Son embout droit, qui semblait convenir depuis mars 2017, est meulé car le conduit présente un œdème à l'arrière du premier tiers suite au méat ; il est aussi modifié en forme 1/2 conque. Le nouvel embout gauche est une canule en résine avec un événement de 3 mm et tube fin. L'audiométrie in situ (figure 4), le test larsen et la calibration OVP² sont réalisés. La première impression du patient très positive.

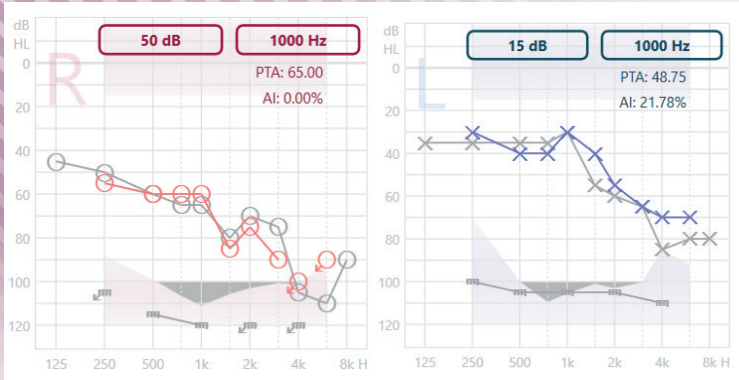


Figure 4. Comparaison des audiométries in situ (courbes rouge et bleu) et des seuils aux inserts.

27/04/2018

Dès la première semaine d'essai le patient est satisfait, il n'a pas de plaintes, le confort des embouts est bon. Nous augmentons le gain en faisant des mesures in vivo (figure 5 a,b). Le DL affiche seulement 5 h/jour car le patient dit bricoler beaucoup ces derniers temps.

04/05/2018

Le patient est toujours très satisfait, il valide l'augmentation du gain au rendez-vous précédent, en l'absence de gêne face aux bruits. Les réponses données au questionnaire COSI (figure 6) confirment sa satisfaction. Les seuils prothétiques tonal et vocal réalisés dans le silence oreilles séparées montrent l'intérêt d'augmenter encore un peu les gains, et d'activer la compression fréquentielle. Le DL montre désormais 7 h/jour d'utilisation.

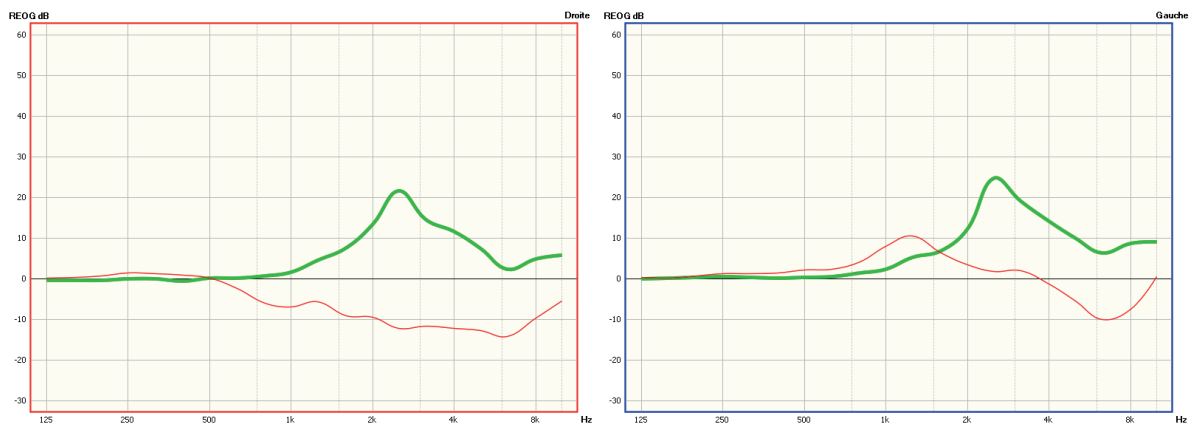


Figure 5a. Courbes REUG (verte) et REOG (rouge) des oreilles droite (embout silicone sans événement) et gauche (embout résine avec événement de 3 mm).

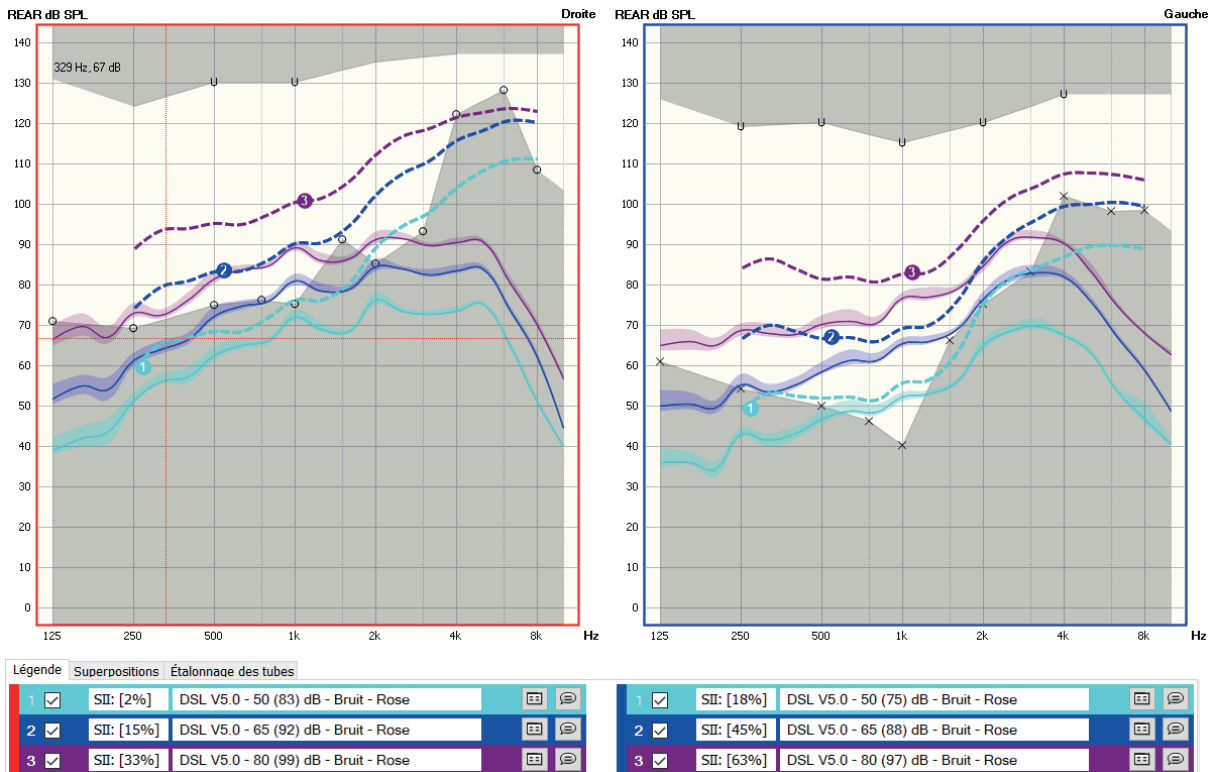


Figure 5b. Courbes REAR (ligne continues) et cibles DSL v5 (lignes en pointillés) à trois niveaux d'entrées (50 dB SPL en bleu clair, 65 dB SPL en bleu foncé, et 80 dB SPL en violet).

COSI®, Procédure COSI de réhabilitation individuelle du client

Nom: Date de naissance:

Audiologiste: Appareil auditif:

Date: Besoins déterminés Date: Résultat évalué

Besoins spécifiques:

entendre la TV sur 9 comme avant, voir moins (au lieu de 12)

mieux comprendre lors des repas de famille (avec 4 personnes)

pouvoir supporter facilement l'embout droit

mieux équilibrer l'audition pour ne pas devoir se placer en fonction

mieux comprendre lors des arbitrages en compétition de natation

Changement observé
Grâce au nouvel appareil, j'entends maintenant...

Aptitude finale
J'entends distinctement...

	Moins bien	Pas de différence	Légèrement mieux	Mieux	Beaucoup mieux	10% (presque jamais)	25% (à l'occasion)	50% (moitié du temps)	75% (plupart du temps)	95% (presque toujours)
Moins bien	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Pas de différence	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Légèrement mieux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Mieux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Beaucoup mieux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

Figure 6. Evaluations données par le patient pour les cinq objectifs consignés au questionnaire COSI.

22/05/2018

La période d'essai se conclue positivement. Le patient est notamment satisfait de son audition lors des arbitrages de compétitions de natation. L'embout droit (1/2 conque) est à nouveau meulé pour le transformer en forme conduit.

20/06/2018

L'embout droit est devenu très douloureux lors de l'insertion, et la douleur augmente au fil des heures de port. L'empreinte est prise pour la refonte de cet embout, en conseillant au patient de ne porter que l'appareil gauche pour les jours suivants.

16/07/2018

Livraison du nouvel embout droit : le confort semble bon pour l'instant, mais les réglages sont revus car l'oreille gauche a tendance à se boucher sans arrêt depuis quelques jours. Le potentiomètre est activé de façon indépendante droite / gauche. Un rendez-vous est déjà prévu prochainement chez son ORL.

Le DL affiche 16 h/jour à gauche (et 4 h/jour à droite car il ne le porte plus depuis l'otalgie).

23/08/2018

Nous sommes trois mois après la fin du mois d'adaptation probatoire : le questionnaire de satisfaction est remis au patient, conformément à la charte de qualité Dyapason. Le patient y déclare porter ses appareils 8 h/jour ; il attribue une note de 15/20 pour l'amélioration de son audition, et de 20/20 pour les services du laboratoire.

18/12/2018

Le patient revient suite à une récente opération de l'oreille gauche : il évoque une tympanoplastie avec pose d'un ATT, et le nettoyage d'un cholestéatome (il n'a pas de compte-rendu opératoire). Le conduit auditif est préservé, mais il ne peut pas porter son appareil gauche pendant trois semaines. Il porte actuellement l'appareil droit seul, et ce n'est pas assez fort. Le contrôle au coupleur 2cc confirme que l'appareil droit

est conforme, et le DL est de 14 h/jour. Le gain est augmenté légèrement, puis à nouveau dix jours plus tard en attendant son prochain contrôle chez ORL prévu dans un mois.

05/02/2019

Il n'a pas encore osé recommencer à porter l'appareil gauche. A l'otoscopie les conduits sont secs, sans rougeur. L'appareil gauche est remis en place ce jour, avec une audiométrie in situ (figure 7) qui retrouve une légère amélioration à droite, mais nette dégradation à gauche. Le réglage est augmenté à gauche.

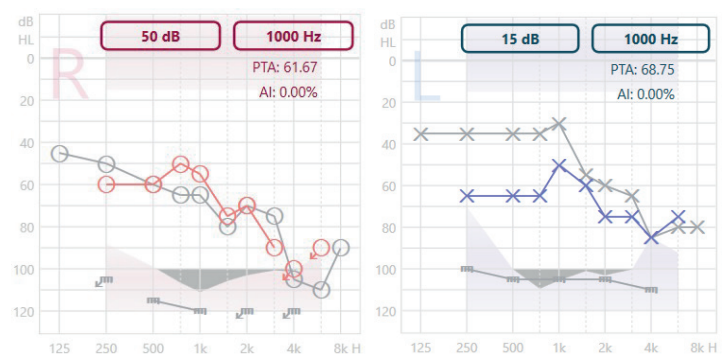


Figure 7. Comparaison des audiométries in situ (courbes rouge et bleu) et des seuils aux inserts.

22/05/2019

Monsieur N. entendait « presque trop bien » après l'opération à Gauche (fin 2018), mais à présent il dit entendre plus mal qu'avant l'opération ! Le seuil tonal mesuré ce jour (figure 8) retrouve 14 dB d'amélioration à droite mais 30 dB de dégradation à gauche. Il reverra son ORL dans un mois, mais en attendant nous augmentons le gain à gauche et évoquons la possibilité d'adapter un tube de 3 mm dans son embout et de réduire l'évent, pour exploiter davantage l'amplification de l'appareil. Le patient préfère conserver l'embout et le tube actuel (par souci de discrétion ?).

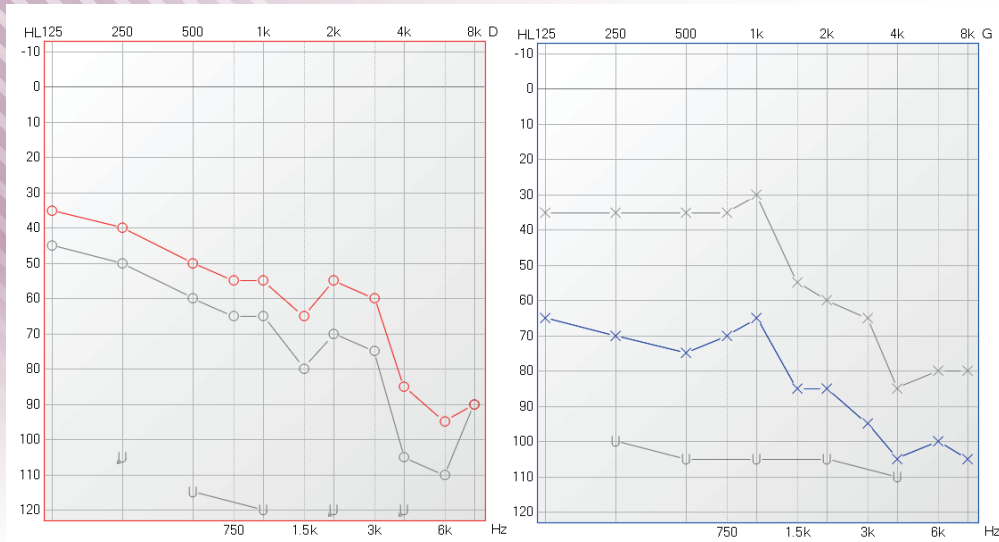


Figure 8. Comparaison des seuils de mai 2019 (au casque, courbes rouge et bleu) avec ceux de mars 2018 (aux inserts, courbes grises)

18/12/2019

Nouveau rendez-vous de contrôle : le DL affiche 15 h/jour. Le gain est augmenté, notamment à droite pour rééquilibrer sa sensation. Le patient signale qu'il va prochainement se faire réopérer de l'oreille gauche pour une pose d'un ATT.

31/08/2020

Monsieur N. s'est fait opérer il y a trois semaines à gauche : les réglages sont revus suite à une nouvelle audiométrie in situ. Le DL est de 15 h/jour à droite et 14 h/jour à gauche.

16/10/2020

Le patient revient avec une ordonnance pour l'essai d'une

prothèse à conduction osseuse à droite. Le but est de garder le conduit auditif libre, car l'embout silicone occlusif est toujours source de problèmes. Nous refaisons un bilan complet (figure 9), avec les seuils en CA et CO, et le test de Weber qui est latéralisé à droite hormis à 500 et 3000 Hz. Les résultats confirment une perte mixte bilatérale, avec un rinne légèrement plus important à droite ; l'intelligibilité atteint 80% avec des logatomes dissyllabiques de Dodele.

08/12/2020

Début de l'essai d'un Oticon Medical Ponto 3 sur un bandeau, avec une audiométrie CO in situ³ et un test de larsen. Le test prothétique tonal retrouve classiquement un seuil légèrement inférieur au seuil CO non corrigé, dû à l'amortissement de la peau.

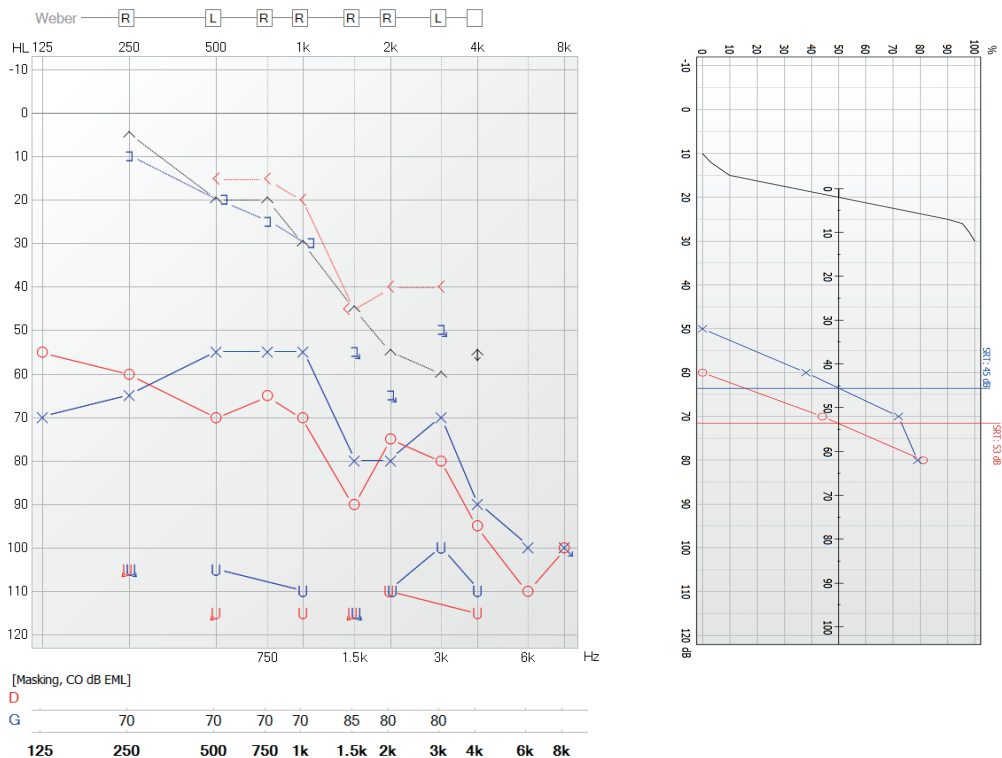


Figure 9. Bilan CA et CO avant essai de renouvellement en CO à droite.

22/12/2020

Au bout de deux semaines, le bilan est globalement positif : il perçoit mieux les voix, et le son de la TV ou la radio en voiture a diminué comparé au contour d'oreille. La seule gêne concerne le bonnet sur la tête, en cette période hivernale. La mesure des seuils prothétiques tonals et vocaux oreilles séparées confirment le besoin de réadapter l'appareil gauche avec un tube 3 mm et un événement réduit, ce que le patient accepte désormais.

12/01/2021

L'essai de l'appareillage CO à droite est concluant. L'appareil de démo est restitué, et ses contours sont remis en place en attente de l'opération. L'embout gauche est modifié comme convenu, pour pouvoir fournir une meilleure amplification.

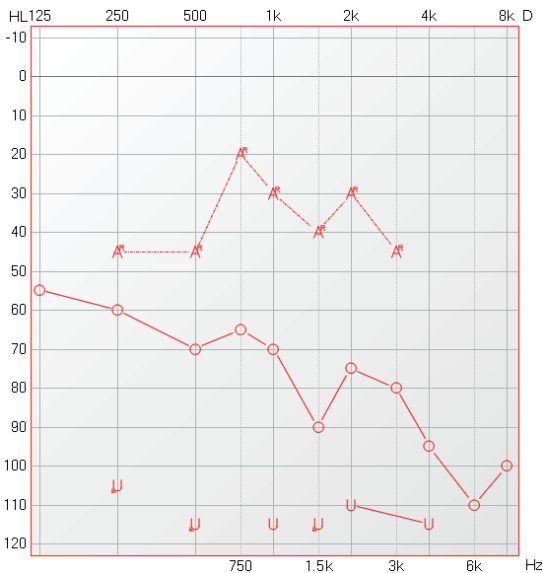


Figure 10. Seuil prothétique tonal avec BAHÀ 6 Max sur pilier mastoïdien droit.

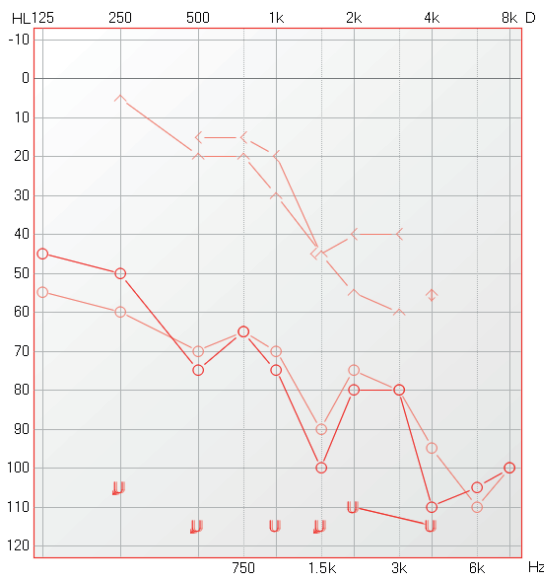


Figure 12. Comparaison des seuils d'avril 2023 (courbes en rouge et bleu) avec ceux d'octobre 2020 (courbes roses).

Au courant de l'année 2021, l'opération pour la pose du pilier mastoïdien est plusieurs fois reportée en raison de la crise sanitaire du Covid 19. Le patient, qui continue de porter ses contours 15 h/jour, revient six fois avec ou sans rendez-vous pour réajuster les réglages (notamment en raison d'un bouchon de cérumen source de larsen), ou pour remettre en état ses appareils...

19/04/2022

La pose du pilier mastoïdien à droite a enfin pu avoir lieu. Nous livrons la prothèse Cochlear BAHÀ 6 Max. L'audiométrie CO in situ retrouve des seuils concordants au bilan initial, hormis le 500 Hz à 35 dBHL au lieu de 15.

Le contrôle du seuil prothétique tonal confirme un résultat limité aux fréquences graves (figure 10).

24/05/2022

Le patient est très satisfait, hormis une gêne liée au bruit du vent à l'extérieur. Il porte la BAHÀ à Droite et son contour à gauche 13 h/jour. L'intelligibilité dans le bruit, mesurée avec appareils à l'aide du test adaptatif Frasimat⁴, atteint à la 2^{ème} liste de phrases un rapport signal sur bruit de 2,9 dB pour 50% de bonnes réponses (figure 11). Pour ce test, les listes de phrases (nombre - objet - couleur) et le bruit sont émis par le même haut-parleur, en position frontale.

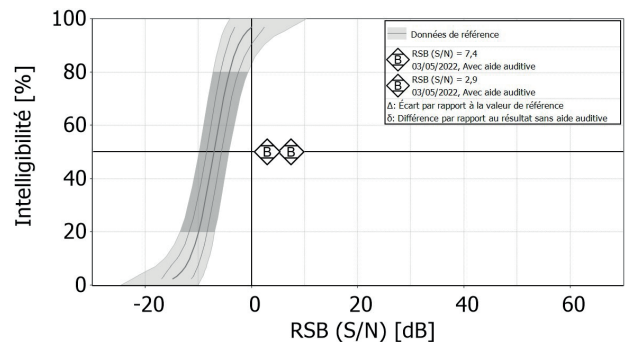
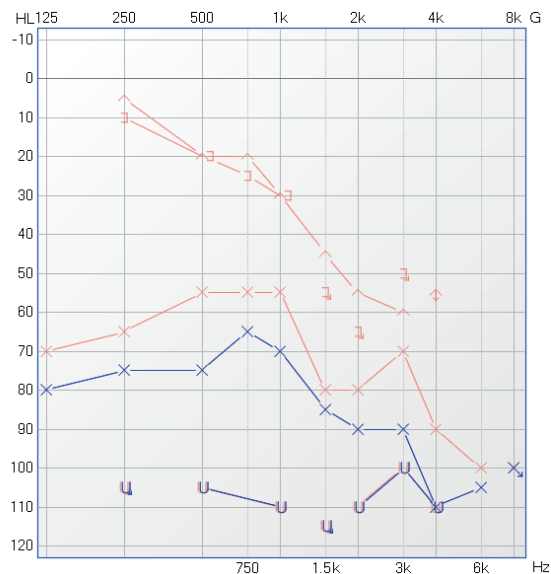


Figure 11. Seuil prothétique d'intelligibilité dans le bruit avec le test adaptatif Frasimat.



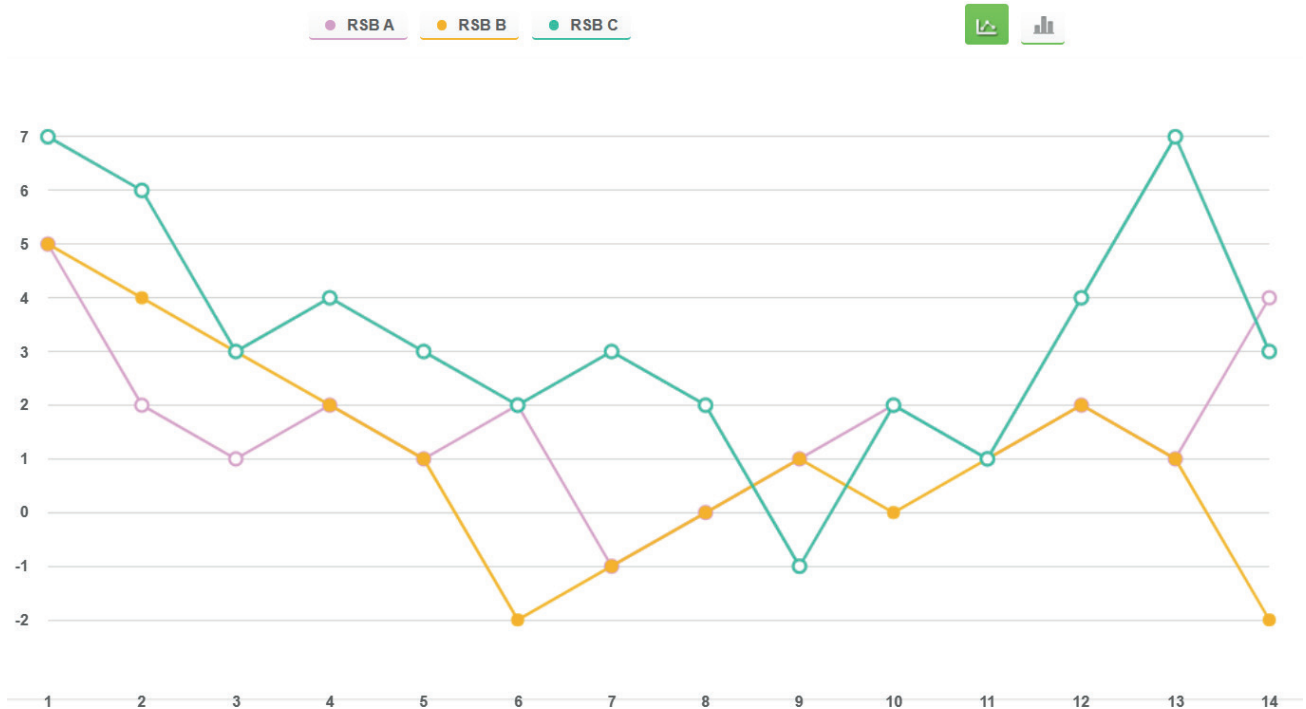


Figure 13. Evolution des rapports signal / bruit au cours des 14 séances d'entraînement auditif pour trois types de bruits : voiture/rue (A), groupe (B), domicile (C).

Lors des huit mois suivants, Monsieur N. est repassé cinq fois, généralement sans rendez-vous, afin d'être dépanné tant de l'appareil gauche que du droit : humidité dans le tube, coude cassé, pile 312 insérée à la place d'une pile 13, grésillement et tiroir-pile cassé sur la BAHÀ,...

13/04/2023

Le patient a sollicité un nouveau rendez-vous, car il ressent davantage de difficulté pour comprendre la télévision, au cinéma... L'audiogramme confirme une aggravation du seuil gauche (figure 12).

Les réglages sont revus en conséquence, et nous proposons au patient de bénéficier d'exercices d'entraînement auditifs. Nous l'inscrivons sur une plateforme d'entraînement en ligne, afin qu'il exerce chez lui son intelligibilité dans trois types d'environnements : bruits de circulation (A), brouhaha (B), sons domestiques (C) (figure 13).

25/08/2023

Le patient revient, sans rendez-vous, car le joint autour du vibreur de la BAHÀ s'est détaché. Un échange anticipé est organisé pour pouvoir dépanner le patient dès le lendemain.

05/12/2023

L'aérateur est toujours en place sur le tympan gauche. Le patient souhaite commander des bouchons anti-eau.

En résumé, ce cas clinique illustre le besoin récurrent de certains patients sujets aux problèmes d'oreille moyenne.

L'accompagnement au long cours nécessite une grande disponibilité des collaborateurs du centre auditif, et une bonne coordination des différents audioprothésistes. Pour ce patient, la perspective d'évolution sera probablement la stéréalisation avec une BAHÀ à gauche, possible depuis l'arrêt du 22/11/2023) ⁵.

BIBLIOGRAPHIE

1. Dillon H, James A, Ginis J. Client Oriented Scale of Improvement (COSI) and its relationship to several other measures of benefit and satisfaction provided by hearing aids. *J Am Acad Audiol.* 1997 Feb;8(1):27-43. PMID: 9046067.
2. zoom-ovp.pdf (signia-pro.com) <https://www.signia-pro.com/-/media/signia/fr/files/documentation/zoom/zoom-ovp.pdf>
3. Flynn MC, Hillbratt M. Improving the Accuracy of Baha® Fittings through Measures of Direct Bone Conduction. *Clin Exp Otorhinolaryngol.* 2012 Apr;5 Suppl 1(Suppl 1):S43-7. doi: 10.3342/ceo.2012.5.S1.S43. Epub 2012 Apr 30. PMID: 22701147; PMCID: PMC3369981.
4. Prang I, Parodi M, Coudert C, Legoff S, Exter M, Buschermöhle M, Denoyelle F, Loundon N. The simplified French Matrix. A tool for evaluation of speech intelligibility in noise. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2021 Sep;138(4):253-256. doi: 10.1016/j.anorl.2020.12.003. Epub 2021 Jan 6. PMID: 33422468.
5. <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrete/2023/11/22/SPRS2331764A/jo/texte>



Auteur

Arnaud COEZ

Audioprothésiste,
Audition Santé -
Laboratoire de Correction
Auditive - Bizaguet

CLASSIFICATION DES SURDITÉS DE L'ADULTE ET CRITÈRES D'INDICATION DE L'IMPLANT COCHLÉAIRE

Madame JF. est née en 1977. En 2012, elle consulte un ORL pour la première fois à l'âge de 35 ans. Elle est ingénieure et ressent peu de gênes dans sa vie quotidienne. Malgré une faible gêne sociale, le fort degré de perte d'audition mesurée en audiométrie tonale pose l'indication d'un appareillage auditif. Elle est adressée au laboratoire pour un essai d'appareillage auditif pour une perte d'audition moyenne deuxième degré selon la classification BIAP (figure 1A).

L'audiométrie vocale dans le silence est bien meilleure que ce que laisse supposer à priori le degré de perte d'audibilité. Effectivement le seuil d'intelligibilité est de 20 dB. D'autre part, malgré une perte tonale importante, un score de 100% d'intelligibilité est obtenu pour un niveau de voix moyenne (65 dB SPL). Seules les fréquences inférieures à 1 kHz participent à l'intelligibilité de la parole pour cette patiente.

L'essai d'appareillage auditif est donc débuté sans aucune autre information fonctionnelle que l'audiométrie tonale et vocale. L'anamnèse révèle que la situation a toujours été plus ou moins celle là. On peut soupçonner une lente évolution qui n'a été ressentie que très récemment et très légèrement. Effectivement, la perte dissymétrique sur le 1 kHz à gauche est peut-être récente et a accru la gêne éprouvée. Nous pouvons seulement suspecter chez cette patiente que la structure fine de la parole n'est pas la seule à permettre l'intelligibilité de la parole et que des indices de modulation d'amplitude sont probablement responsables de la performance observée.

Un appareillage de type RIC est donc entrepris. Les dômes ouverts sont privilégiés pour permettre une perception des sons graves, sans en réduire leur perception par l'inférence d'un embout fermé. Malgré la correction du manque d'audibilité à gauche à 1 kHz et une amplification légère des sons de fréquence inférieure à gauche et à droite, l'appareillage induit une gêne plus importante qu'il n'apporte de solutions satisfaisantes d'écoute. L'essai d'appareillage est donc interrompu.

L'accompagnement de cette patiente (diagnostic, démarche d'appareillage auditif) a permis de s'interroger sur les causes de sa perte d'audition atypique. Chez une adulte jeune, il est cohérent d'informer de l'existence de consultations de génétiques. Effectivement, 80% des surdités de l'enfant à la naissance sont d'origine génétiques (alors que 80% des surdités de l'adulte sont d'origine inconnue), il n'est pas exclu qu'elle ait toujours eu une perte d'audition mais qui a un caractère évolutif et progressif. A sa demande, le médecin ORL jugeait utile d'adresser cette patiente à un généticien.

En 2023, je revis Madame JF, 45 ans, munie d'une ordonnance pour un nouvel essai d'appareillage auditif. En 10 ans la perte d'audition a continué d'évoluer (Figure 1B) sur la fréquence 1 kHz à gauche mais aussi à droite (passant de -10 dB HL à -90 dB HL). La fréquence 750 Hz est maintenant également affectée (- 50 dB HL).

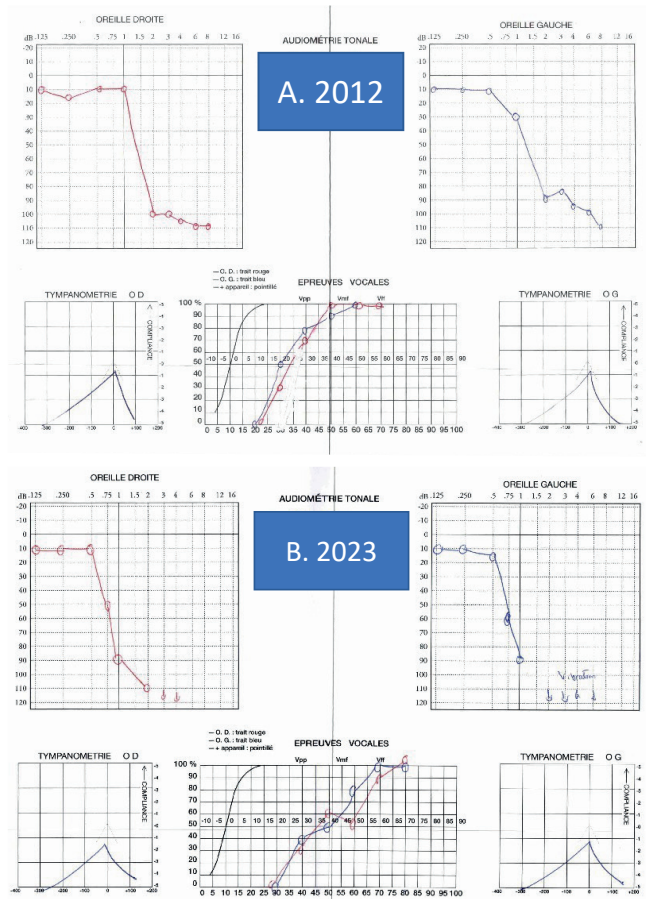


Figure 1. Perte d'audition mesurée en audiométrie tonale et vocale à 11 ans d'intervalle chez une personne de 35 ans en 2012 (A) et en 2023 (B).

Cette évolution a engendré une modification complète du tableau clinique. Les 100% d'intelligibilité sont toujours obtenus mais pour un niveau de voix forte. Un niveau de voix moyenne ne permet que 50% d'intelligibilité de la parole. Elle est très gênée dans son travail, elle éprouve une fatigue considérable.

IMPLANT COCHLÉAIRE CLASSIFICATION DES SURDITÉS DE L'ADULTE

Elle décrit des difficultés de mémorisation.

Le médecin a préconisé un essai d'aides auditives et a commencé à évoquer les possibilités qu'offrirait une implantation cochléaire.

Effectivement, en 10 ans, le conseil en génétique aura permis de mettre en évidence le gène TPRSS3 responsable d'une surdité DFN B8. Il s'agit d'une forme de surdité isolée, évolutive, qui s'exprime à des âges variables, par une atteinte symétrique des fréquences aiguës. Ce gène est responsable du codage d'une protéine clé des canaux sodium dans l'organe de Corti (cellules de la base, strie vasculaire). Les études de ce

gène ont permis son phénotypage. Cette perte d'audition se caractérise par une pente de perte d'audition très abrupte qui contraste avec la valeur des seuils mesurés dans les graves. Son évolutivité est connue selon l'âge de l'individu. C'est une forme de surdité cochléaire avec un excellent pronostic d'implantation cochléaire (Weegerink et al., 2011).

Nous pourrions imaginer proposer d'emblée une implantation cochléaire. Néanmoins, afin d'accompagner Madame JF dans cette perspective un essai d'appareillage auditif préalable a été proposé. Les chances de succès de l'appareillage conventionnel ne sont portées que par la gène extrême exprimée à ce jour par la patiente.

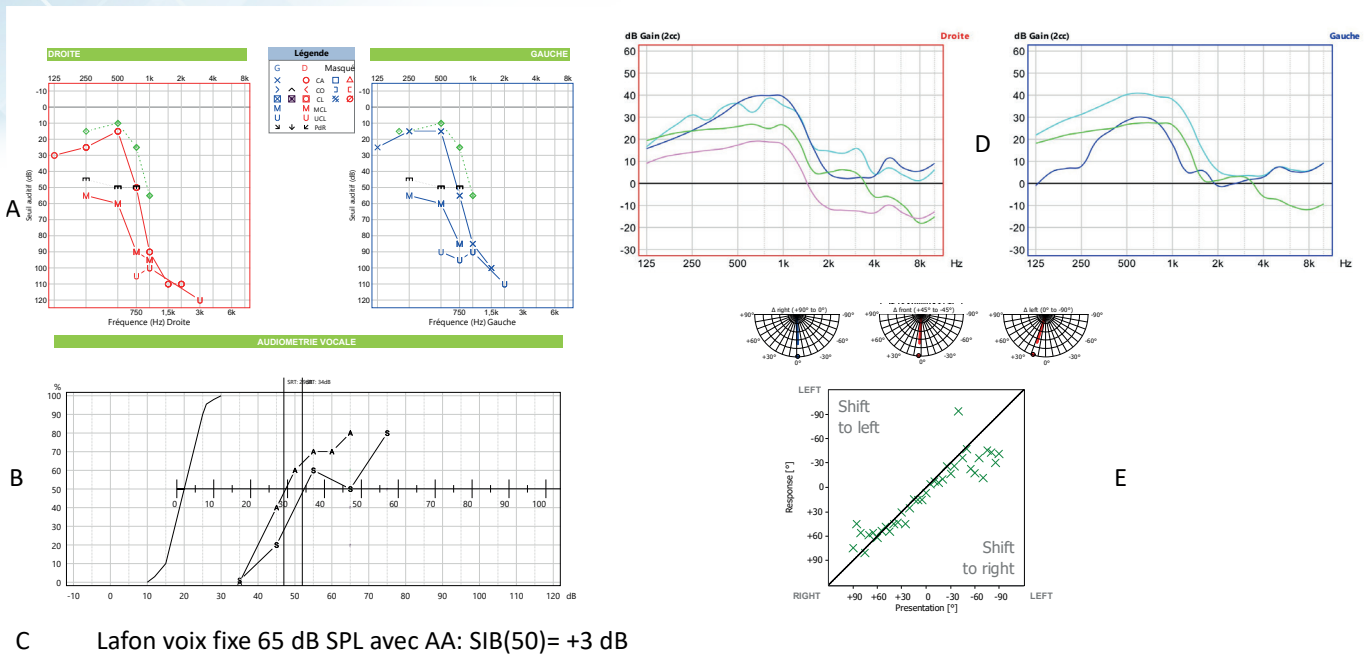


Figure 2. Compte-rendu audioprothétique. A. Audiométrie tonale avec et sans appareils. Les seuils supraliminaires indiquent que la zone du 1 kHz est source d'un inconfort de type vibratoire. B. Audiométrie vocale avec et sans appareils. Le score d'intelligibilité est de plus de 50% ce qui risque d'entraver l'indication d'implantation cochléaire. C. La parole dans le bruit est très nettement améliorée par l'appareillage auditif D. Gain au 2cc pour un niveau d'entrée de 50 dB et de 80 dB. E. test de localisation spatiale réalisé avec un bruit rose à l'aide du logiciel ERKI d'AURITEC.

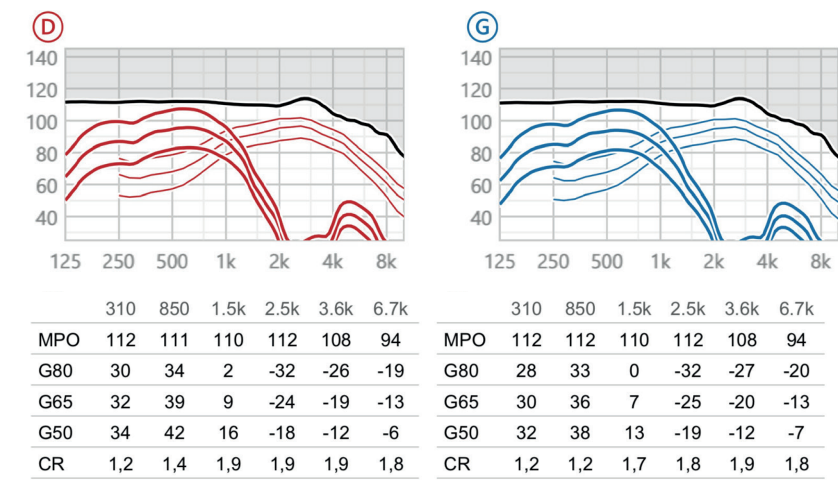


Figure 3. Réglages des prothèses auditives droite et gauche et gain théorique calculé. L'appareillage auditif constitue une exploration fonctionnelle complémentaire du système auditif. L'utilisation des graves plutôt que des aigus semble la solution à privilégier contrairement à ce qui est proposé par le logiciel de réglage. Le gain apporté dans les graves pour avoir une efficacité thérapeutique semble indiquer que les réflexes stapédiens sont présents. Le faible niveau des compressions laisse supposer que les cellules ciliées externes sont fonctionnelles et que produits de distorsion seraient présents si ces mesures avaient été réalisées. On peut à cet égard se demander si ces deux explorations fonctionnelles, recherche du stapédien et des produits de distorsion, ne devraient pas faire partie intégrante du bilan d'orientation prothétique au-delà des seules audiométries tonales et vocales qui signent par leur discordance un fonctionnement particulier du système auditif qui mériterait donc d'être investigué.

100% d'intelligibilité à un niveau de voix forte (80 dB SPL) témoignent de l'utilité de la perception de la fréquence 750 Hz (seuil liminaire à 50 dB HL) alors que la fréquence 1 kHz n'est pas perçue à cette intensité. La volonté de restituer la perception du 1 kHz est vouée à l'échec tant la dynamique résiduelle est faible (5dB) et la sensation n'est plus d'ordre auditive mais vibratoire et douloureuse.

L'audiométrie vocale dans le bruit réalisée avec un rapport signal/bruit très favorable (RSB +9 dB) réalisée montre qu'il n'y a aucune intelligibilité de la parole émise à 65 dB SPL si un bruit non masquant (OVG) de 56 dB SPL est produit alors que le score est de 80% dans le calme.

Par contre, pour un niveau de voix de 75 dB (SPL), malgré un bruit de 72 dB (RSB + 3 dB), le score d'intelligibilité demeure supérieur à 80%. Porter le niveau de la voix moyenne (65 dB SPL) à un niveau de voix forte (80 dB SPL) peut donc se justifier.

L'appareillage en open réalisé a permis un gain de 40 dB au seuil de confort mesuré à 750 Hz en permettant son audibilité à voix de niveau moyen. Les facteurs de compression utilisés sont modestes (CR=1,4 à 750 Hz).

L'appareillage auditif constitue une exploration fonctionnelle complémentaire du système auditif. L'utilisation des graves plutôt que des aigus semble la solution à privilégier contrairement à ce qui est proposé par le logiciel de réglage. Le gain apporté dans les graves pour avoir une efficacité thérapeutique semble indiquer que les réflexes stapédiens sont présents. Le faible niveau des compressions laisse supposer que les cellules ciliées externes sont fonctionnelles

et que produits de distorsion seraient présents si ces mesures avaient été réalisées. On peut à cet égard se demander si ces deux explorations fonctionnelles, recherche des réflexes stapédiens et des produits de distorsion, ne devraient pas faire partie intégrante du bilan d'orientation prothétique au-delà des seules audiométries tonales et vocales qui signent par leur discordance un fonctionnement particulier du système auditif qui mériterait donc d'être investigué.

Néanmoins, la qualité d'écoute demeure de piètre qualité, agressive, facilitée par la lecture labiale même si Madame JF ne s' imagine plus être privée de ses aides auditives. Cet élément est un argument supplémentaire en faveur d'une implantation cochléaire à envisager. Effectivement, les apports d'audibilité seront plus importants et Madame JF a fait la preuve de savoir utiliser toutes les informations sonores nouvelles qui pourraient lui être apportées par un dispositif médical correcteur de la surdité. La seule classification BIAP même enrichie par une audiométrie vocale apparaît clairement insuffisante pour 'classer' les surdités et permettre de poser une indication d'implant cochléaire.

BIBLIOGRAPHIE

- Weegerink, N.J.D., Schraders, M., Oostrik, J., Huygen, P.L.M., Strom, T.M., Granneman, S., Pennings, R.J.E., Venselaar, H., Hoefsloot, L.H., Elting, M., Cremers, C.W.R.J., Admiraal, R.J.C., Kremer, H., Kunst, H.P.M., 2011. Genotype-phenotype correlation in DFNB8/10 families with TMPRSS3 mutations. *J. Assoc. Res. Otolaryngol. JARO* 12, 753-766. <https://doi.org/10.1007/s10162-011-0282-3>

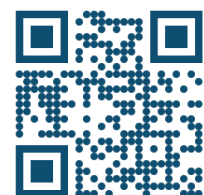


Créée par deux audioprothésistes, hearing space est conçue pour permettre aux professionnels de santé de réaliser les tests audiométriques de manière intuitive et enrichir l'expérience patient.

Parfaitement intégrée à Noah®, hearing space vous laisse la maîtrise de vos données.

Envie d'en savoir plus ? Contactez-nous !

 contact@hearing-space.com



hearing-space.com



Hearing Space



Calibration

Vocale

Media

Tonale

Vocale dans le bruit

Localisation spatiale VR

Lecture Labiale

Compte-Rendu

Hearing Space est un dispositif médical de classe I CE, fabriqué par Chiara Softwares. Il est indiqué pour les mesures d'audiométrie clinique. Hearing Space vous permet de réaliser l'ensemble de vos tests auditifs depuis votre ordinateur. Veuillez lire attentivement les instructions figurant dans le manuel d'utilisation.



Auteur
Cyrille COUDERT
Comité de rédaction scientifique Audika

LIMITES DE L'APPAREILLAGE SUR UNE PERTE COMPLEXE EN PENTE DE SKI

Madame L est âgée de 31 ans et exerce son activité d'orthodontie en cabinet libéral.

Elle décrit une surdité congénitale évolutive, avec une gêne modérée durant sa scolarité et ses études mais s'aggravant depuis 5 ans. Deux appareillages ont été réalisés à l'adolescence puis après ses études, avec cessation rapide du port à chaque fois. La motivation est aujourd'hui forte avec un vrai désir d'obtenir une aide en milieu social et professionnel ainsi qu'une diminution de la fatigue ressentie au quotidien, particulièrement en milieu bruyant décrit comme « de plus en plus agressif ».

- Aucun antécédent familial
- Pas d'antécédents otologiques
- Pas d'autre pathologie connue
- Pas d'acouphène ni troubles vestibulaires

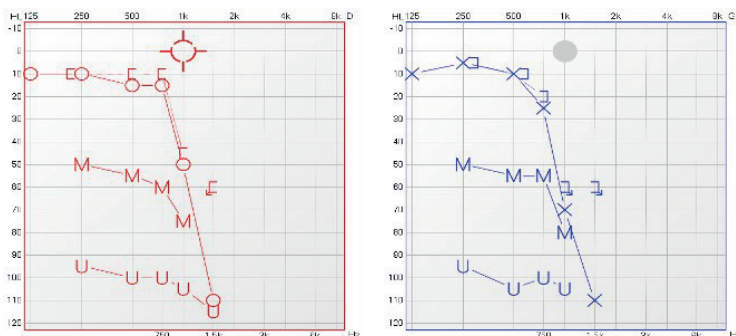
La voix est légèrement marquée avec quelques troubles de production des consonnes.

L'otoscopie montre un aspect tympanique normal à droite comme à gauche.

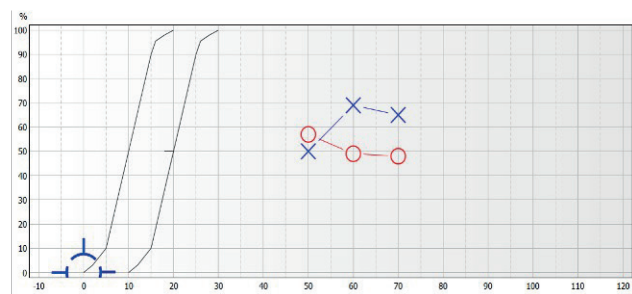
Une imagerie par scanner et IRM a été réalisée en 2015, avec des résultats normaux.

UN NOUVEAU BILAN EST RÉALISÉ AUX INSERTS

L'audiométrie tonale révèle une surdité bilatérale en pente de ski avec conservation de seuils normaux jusqu'à 500 Hz et absence de restes auditifs au-delà de 1500 Hz. Les seuils de confort et d'inconfort montrent une dynamique subnormale sur les fréquences conservées mais une nette sensation de douleur à 1500 Hz à droite à 5 dB au-dessus du seuil d'audition.



L'audiométrie vocale réalisée en listes de Lafon montre une intelligibilité plafonnant à 68 % à gauche pour une intensité de 60 dB HL et 50% à droite pour cette même intensité. On note un besoin de concentration intense lors du test avec une fatigabilité importante nous contraignant à limiter l'épreuve à 3 listes par oreille.



Un test rapide à la voix directe avec lecture labiale montre sans surprise une intelligibilité à 100 % à la voix faible.

Après un temps de repos, une épreuve vocale dans le bruit au Framatrix est réalisée qui confirme la gêne de la patiente avec un SRT50 obtenu pour un RSB de + 2,3 dB.

Un essai d'appareillage en mini-Rite est décidé afin de tester l'apport :

- d'une amplification sur les fréquences résiduelles exploitables avant 1500 Hz
- de l'action de réducteurs de bruit
- d'un algorithme adaptatif de compression fréquentielle de type SoundRecover 2.

Le choix prothétique se porte sur des Phonak Audeo P90-R afin de favoriser l'apport ultérieur d'un micro HF type Roger On In et des empreintes sont réalisées afin de fabriquer des embouts sur mesure favorisant l'action des réducteurs de bruit.

PREMIÈRE ADAPTATION

On cible en première intention une correction des fréquences entre 690 Hz et 1200 Hz. La mesure in-vivo nous permet de compenser l'occlusion du conduit auditif externe par l'embout.

Le choix du facteur de compression fréquentielle est fait par évaluation de la sensation sonore. Devant l'hésitation entre les différentes valeurs, il est décidé de créer 3 programmes avec des fréquences de coupure différentes (2,3 kHz – 1,3 kHz – 1,1 kHz).

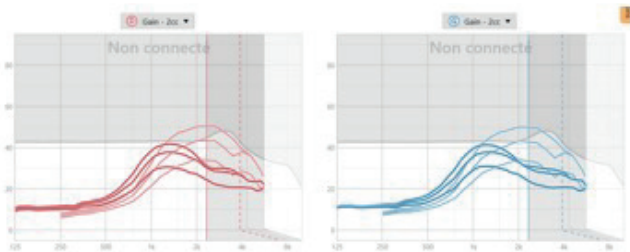


CONTRÔLE À 15 JOURS

Les appareils sont très bien tolérés. Il n'y a aucune gêne liée à la présence de s embouts.

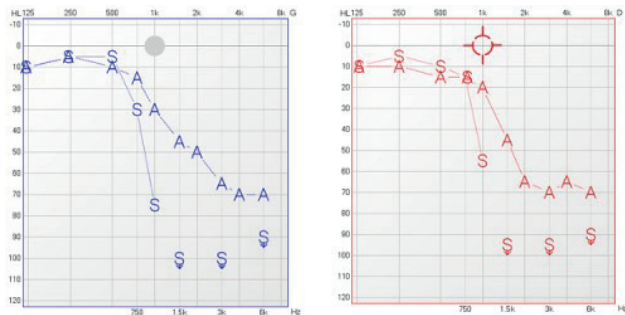
Le rapport du Data-Logging montre un port des aides auditives 13 heures par jour, le confort est meilleur avec les deux premiers programmes, le 3ème est « dérangeant », probablement par une action trop impactante de la compression fréquentielle sur une zone encore exploitée pour l'intelligibilité. Il est décidé de ne conserver que le premier programme.

La patiente apprécie la connexion téléphonique décrite comme reposante. Il n'y a pas encore d'amélioration ressentie sur le plan de l'intelligibilité et l'amplification est légèrement poussée à la demande de la patiente.

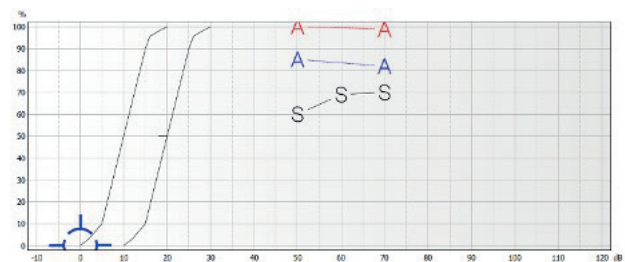


RÉSULTATS À 6 SEMAINES : FIN DE LA PÉRIODE D'ESSAI ET ÉVALUATION DU GAIN PROTHÉTIQUE

Le port est toujours permanent. L'apport de la compression fréquentielle n'est pas démontré mais il est décidé de la conserver pour espérer une amélioration sur le long terme.



L'intelligibilité dans le calme est déclarée « légèrement plus facile » ce qui est confirmé par la vocale en champ libre en listes cochléaires de Lafon qui montre une amélioration, prédominante à droite.



En milieu bruyant, la patiente ne se sent pas améliorée mais a la sensation d'être moins agressée par le bruit ambiant, ce qui la fatigue moins.

Le Matrix n'est pas significativement amélioré avec un SRT50 obtenu pour un RSB de +2,1 dB.

Un test de localisation spatiale est effectué pour vérifier le stéréo-équilibrage en utilisant le protocole suivant : 56 stimuli en 250 Hz en bande étroite pulsé (vérification de l'action des différences interaurales de temps) et 56 stimuli en 4000 Hz en bande étroite en continu (vérification de l'action des différences interaurales d'intensité).

À 250 HZ

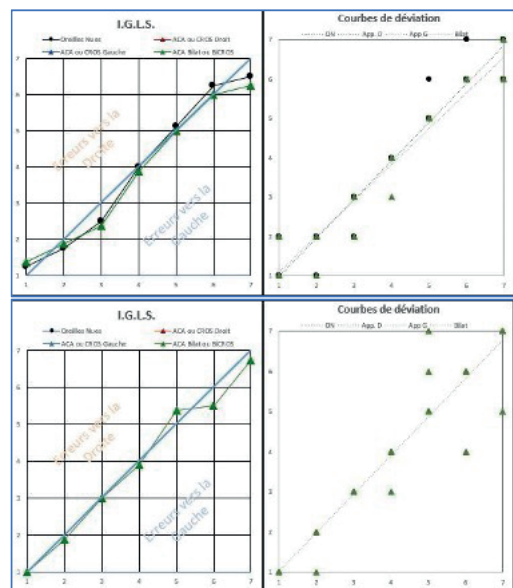
Les courbes sont proches de la normale avec et sans les aides auditives, ce qui est cohérent au vu de la perception normale de cette fréquence.

À 4000 HZ

Le test est impossible sans les aides auditives, les stimuli ne sont pas perçus. Avec les appareils et la compression fréquentielle, la localisation est proche de la normale.

L'appareillage ne délivre pas d'amélioration de l'intelligibilité significative, particulièrement en milieu bruyant. En revanche, Mme L. ressent moins de « pression » (selon ses termes) et moins de fatigue en fin de journée ce qui justifie pour elle de conserver ces aides auditives.

Afin d'apporter une meilleure performance en milieu social et professionnel, une demande MDPH est faite pour adapter prochainement un micro HF Roger On iN.



CONCLUSION

Comme souvent sur ces pertes complexes en pente de ski, il est difficile d'évaluer le résultat par de simples tests de gain prothétique, particulièrement à court terme. L'audioprothésiste devra considérer d'autres facteurs pour aller plus loin, tels que la fatigue auditive, la charge attentionnelle et cognitive dont la réduction peut apporter une réelle amélioration. Cette dernière pourra être objectivée par des questionnaires de qualité de vie adaptés (SSQ15, questionnaire d'Al-Hanbali pour l'effort d'écoute...) Enfin, il faudra systématiquement penser à l'option d'un micro HF, certes onéreux, mais dont l'apport de performance est indiscutable et nécessaire lorsque les aides auditives seules sont insuffisantes.

OPTIMISER L'ACCEPTATION SPONTANÉE AVEC "FIRST TIME USER - ONBOARDING"

Auteurs

Erica Koehler, AuD;
Gregoire Yeche, AuD;
Tao Cui, AuD;
Jennifer Groth, MA

Il est communément admis que les personnes portant des aides auditives pour la première fois ont besoin d'une période d'adaptation et que certaines ont plus de mal que d'autres à s'habituer au son amplifié. Celles qui réussissent à s'acclimater aux aides auditives peuvent plus en profiter, tolérer plus de gain et trouver les sons amplifiés moins gênants. ReSound Smart Fit prescrit des réglages de premier ajustement qui tiennent compte à la fois des facteurs audiométriques et de l'expérience utilisateur. Cet article décrit une option « d'intégration » qui peut aider les nouveaux utilisateurs d'aides auditives qui éprouvent de plus grandes difficultés à s'adapter au son amplifié.

Les nouveaux utilisateurs d'aides auditives trouvent que bon nombre des nouveaux sons qu'ils entendent sont distrayants ou même gênants et ont besoin de temps pour s'y adapter.¹ Après une période d'adaptation communément appelée acclimatation, les utilisateurs d'aides auditives peuvent potentiellement tirer davantage parti de l'amplification en raison de la plasticité cérébrale.^{2,3} De plus, ils peuvent s'habituer à un gain plus élevé pendant la période d'acclimatation.⁴ L'acceptation immédiate de l'amplification fournie par les aides auditives est donc un facteur d'adaptation important à prendre en compte, car cela contribuera à ce que les personnes portent systématiquement leurs nouvelles aides auditives au cours de la période d'adaptation.

Dans de nombreux contextes cliniques, les réglages des gains et des fonctionnalités ou même les aides auditives initialement adaptées sont basés sur la perception immédiate de l'utilisateur de l'aide auditive. Bien que les objectifs d'adaptation normatifs fournissent toujours le point de départ et que l'adaptation puisse être vérifiée, l'utilisateur d'aide auditive est le plus souvent invité à faire un choix ou une évaluation concernant le son amplifié. Les critères pour porter ce jugement sont idiosyncratiques, avec des préférences suscitées par des questions telles que « Comment est la sonorité ? » ou « Qu'est-ce qui vous semble le mieux ? ». Lors des séances de suivi, les réglages de l'aide auditive peuvent être progressivement réglés au fur et à mesure que la personne s'adapte à la nouvelle expérience d'écoute.

ReSound propose différents profils de pré-réglages qui prennent en compte l'expérience de l'individu ou l'amplification initiale. Ceci est destiné à contribuer à l'acceptation spontanée des aides auditives, quel que soit l'endroit où l'utilisateur de l'aide auditive se trouve dans son parcours. À partir de la version 1.17 de Smart Fit, il existe une nouvelle option pour l'ajustement initial destinée à donner aux nouveaux utilisateurs préoccupés par des sons amplifiés dérangeants ou gênants un début en douceur pour s'habituer à porter des aides auditives. À cette fin, l'ancien profil « Comfort User » est remplacé par « First Time User – Onboarding ». Afin de déterminer les meilleurs paramètres pour First Time User - Onboarding, un test d'écoute utilisant une approche similaire à la pratique clinique avec des jugements perceptuels immédiats par des personnes novices en matière d'amplification a été effectué. Pour réduire les biais

et surmonter les limitations de la mémoire à court terme, des stimuli enregistrés et lus sur des écouteurs ont été utilisés dans le test.

MÉTHODES

Participants

Onze adultes (8 hommes, 3 femmes ; âge moyen 67 ans) avec une perte auditive légère à modérée et aucune expérience d'aide auditive ont participé à l'étude. Les participants sélectionnés avaient une perte auditive similaire à l'audiogramme standard N35, de sorte que les mêmes réglages d'aide auditive pouvaient être utilisés pour tous.

Aides auditives et réglages des aides auditives

Comme mentionné, certaines pratiques demandent aux utilisateurs d'aides auditives de comparer différentes aides auditives en plus de divers réglages de même modèle. Pour tenir compte de cela, les aides auditives ReSound Receiver-in-the-Ear (RIE) et les aides auditives RIE de deux autres marques haut de gamme ont été incluses dans le test. Les aides auditives des autres marques ont été programmées sur leurs paramètres par défaut pour les personnes sans expérience avec les aides auditives. Les aides auditives ReSound ont été programmées sur les paramètres par défaut avec les variations suivantes :

- First Time User
- First Time User targets à 70 % du gain prescrit
- Experienced Nonlinear User à 70 % du gain prescrit

Des mesures en chaînes de mesure 2cc ont également été effectuées pour toutes les aides auditives et tous les réglages. Les cibles de First Time User à 70% du gain prescrit étaient les plus basses des trois conditions, et elles se sont avérées les plus similaires aux adaptations initiales des autres marques d'aides auditives pour les utilisateurs d'aides auditives inexpérimentés. Par conséquent, ce paramètre a été considéré comme la cible proposée pour l'option First Time User – Onboarding. Toutes les aides auditives ont été ajustées bilatéralement sur un KEMAR dans une cabine avec des dômes ouverts, et l'anti-Larsen a été calibré.

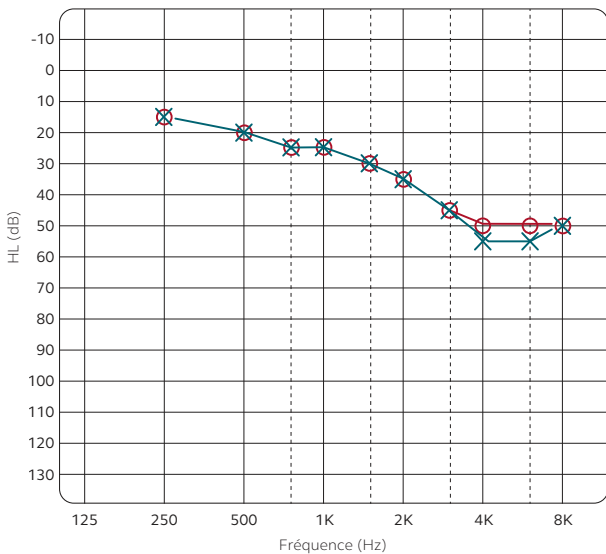


Figure 1. Seuils auditifs moyens des participants au test d'écoute.

Procédures d'enregistrement et de test

Pour chaque paire d'aides auditives et chaque réglage, trois scénarios sonores ont été diffusés sur un hautparleur à 0 degré d'azimut par rapport au KEMAR et enregistrés en stéréo à partir de chaque appareil. Les trois scénarios sonores étaient de la musique pour piano, une scène de dîner et une oratrice seule. Les 30 premières secondes de chaque enregistrement ont été supprimées pour permettre à toutes les fonctionnalités adaptatives des aides auditives de s'enclencher.

Le test d'écoute a été réalisé avec les stimuli présentés en stéréo avec un casque à un niveau d'écoute confortable déterminé par chaque participant. Un outil accessible sur Internet pour effectuer des tests d'évaluation audio perceptifs localement ou sur des machines distantes a été utilisé pour exécuter le test (<https://github.com/BrechtDeManWebAudioEvaluationTool>). Des comparaisons A/B ont été faites de sorte que chaque condition a été comparée à toutes les autres. Les stimuli étaient continuellement mis en boucle afin que les participants puissent basculer de manière transparente. Une capture d'écran de l'interface utilisateur du test (Figure 2) montre comment les participants peuvent jouer les stimuli et faire leur choix. L'ordre des scènes sonores et la comparaison A/B ont été randomisés. La tâche du participant était de sélectionner lequel des deux stimuli était le plus "confortable".

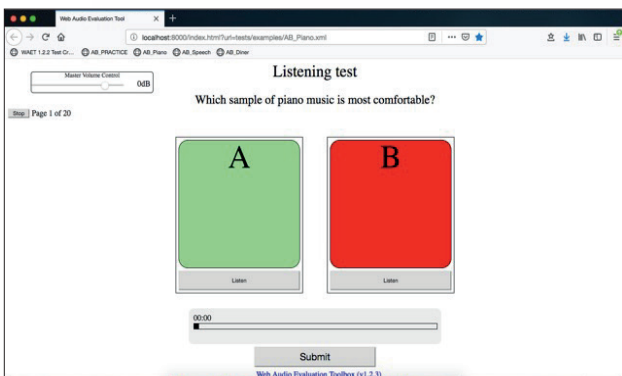


Figure 2. L'interface utilisateur pour le test d'écoute de comparaison appariée. Les participants pouvaient passer d'un échantillon à l'autre avant de faire leur choix.

Ce mot a été choisi parce que l'objet du nouveau profil était de maximiser l'acceptation spontanée parmi les personnes inexpérimentées avec l'amplification et l'hypothèse a été faite qu'un son «confortable» aurait une acceptation immédiate plus élevée que, par exemple, un son «clair». L'interprétation de «confortable» a été laissée à chaque participant pour décider lui-même de rendre le test d'écoute similaire à la façon dont les nouveaux utilisateurs d'aides auditives pourraient être interrogés sur leur perception immédiate du son amplifié lors d'un appareillage.

Analyse des données

Étant donné que les données étaient binaires et que l'échantillon était petit, une distribution binomiale ou un test de tirage au sort a été utilisé. L'avantage de cette méthode d'analyse des résultats des tests d'écoute est qu'elle vous permet de savoir si le nombre d'observations que vous avez pour la cible dépasse la probabilité de chance prédite et convertit les résultats en un score Z qui indique la direction et le degré de préférence. Les scores Z compris entre -1 et +1 sont considérés comme au niveau du hasard.

Résultats et discussion

Les scores Z pour le test d'écoute de comparaison appariée sont illustrés à la figure 3. Les résultats des comparaisons appariées pour chacun des trois scénarios sonores sont présentés pour First Time User - Onboarding par rapport à chaque réponse de comparaison. Une seule comparaison a montré un jugement qui n'était pas au niveau du hasard. Il s'agissait d'une évaluation selon laquelle First Time User - Onboarding était plus confortable que First Time User pour le scénario sonore à un seul interlocuteur. Pour les 7 comparaisons restantes, les résultats n'étaient pas significatifs, mais dans le sens d'un First Time User - Onboarding «gagnant» (Score Z positif) dans trois cas et «égal» (Score Z de zéro) dans trois cas. Le résultat était dans la direction de la marque A (Score Z négatif) dans une comparaison.

Pris ensemble, ces résultats suggèrent que les personnes atteintes d'une perte auditive légère à modérée qui n'ont pas d'expérience avec l'amplification peuvent trouver que le réglage First Time User - Onboarding offre un premier ajustement plus confortable et ne le percevront pas comme moins confortable que d'autres options ou réglages de premier ajustement d'autres marques d'aides auditives. Par conséquent, elle a le potentiel de favoriser l'acceptation immédiate du son amplifié.

QUE VERREZ-VOUS DANS SMART FIT ?

Gains

À partir de la version 1.17 de Smart Fit, le profil Comfort User ne sera plus disponible. Au lieu de cela, First Time User - Onboarding apparaît comme une option de pré-réglage dans l'écran Profil du patient. Lorsque cette option est sélectionnée, la prescription du premier utilisateur sera appliquée à l'appareillage et l'option de pourcentage de gain sera automatiquement réglée sur 70%. Lorsque vous naviguez de l'écran Profil du patient à l'écran Appareillage, les cibles affichées seront celles de First Time User, mais les gains seront définis à 70% de ces objectifs. L'audioprothésiste peut revenir rapidement aux paramètres First Time User en sélectionnant «100%» dans l'option de gain en pourcentage. Une alternative consiste à activer Acceptance Manager pour augmenter progressivement les gains jusqu'aux cibles souhaitées au fur

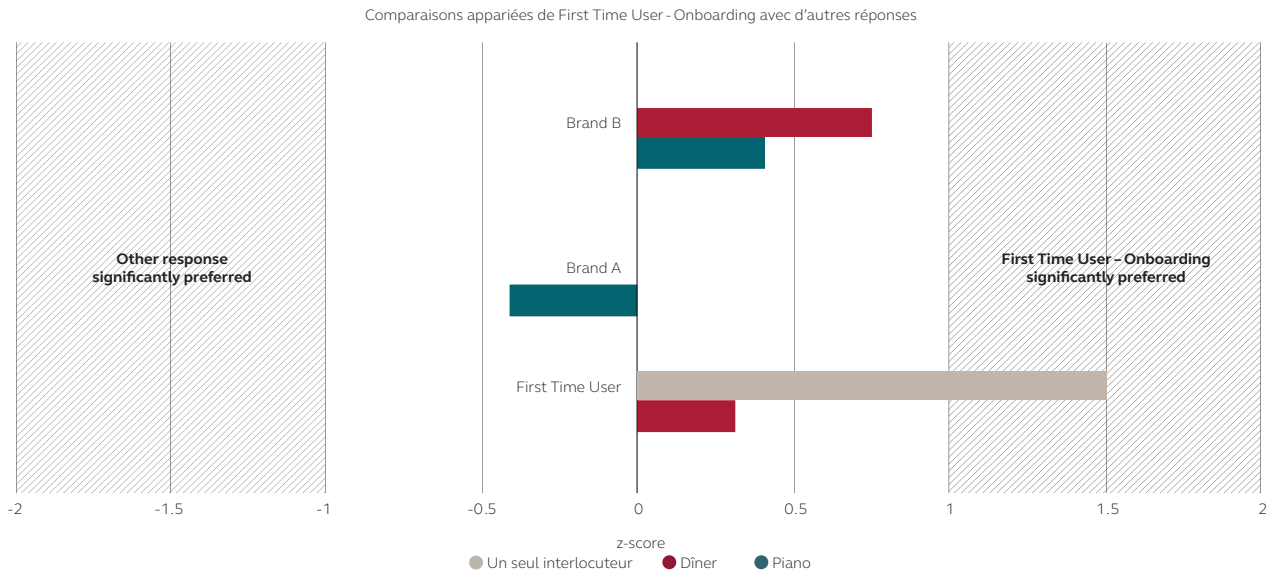


Figure 3. Les scores Z pour le test d'écoute de comparaison appariée. Tous les scores sont comparés à la condition First Time User - Onboarding, un score de zéro n'indiquant aucune différence. Les scores à droite indiquent que le First Time User - Onboarding a été préféré et les scores à gauche indiquent que l'autre condition a été préférée. Les régions ombrées montrent des différences significatives. La comparaison avec le First Time User pour un scénario sonore à un seul locuteur était la seule différence significative et favorisait First Time User - Onboarding.

et à mesure que la personne porte les aides auditives. Les différences entre les gains du First Time User prescrits et les gains Comfort User sont illustrées pour deux audiogrammes typiques (Figure 4) dans les figures 5 et 6. Ces exemples illustrent :

- Que First Time User - Onboarding a une relation claire et simple avec la prescription de First Time User. Les gains pour First Time User - Onboarding sont toujours plus faibles, le gain dépendant de la gravité de la perte auditive.
- First Time User - Onboarding fournit moins de gain que Comfort User dans les basses fréquences, avec des gains similaires ou légèrement supérieurs dans les fréquences moyennes et hautes. Par rapport à l'application de Comfort User pour les personnes qui ont des difficultés à s'acclimater à l'amplification, cela peut atténuer les plaintes de volume sans compromettre la clarté de la parole.

Fonctionnalités avancées

Les paramètres de fonction qui sont appliqués lors d'un ajustement initial sont différenciés et prescrits en fonction de l'expérience de l'individu avec l'amplification et la gravité de la perte auditive, comme décrit dans Koehler & Schumacher.⁶ Cette prescription fondée sur des preuves est conservatrice, ce qui signifie que les ajustements par rapport aux paramètres de fonction par défaut ne sont effectués que pour les fonctions avec plusieurs études soutenant la justification du réglage, et n'incluent que les données individuelles du facteur client qui sont déjà disponibles dans le logiciel d'adaptation. Avec l'introduction de l'option First Time User - Onboarding, une modification conservatrice supplémentaire est apportée aux solutions dotées de Noise Tracker II basé sur l'environnement, qui vise à réduire davantage la distraction par un bruit de fond fort. Pour les environnements les plus bruyants, les paramètres

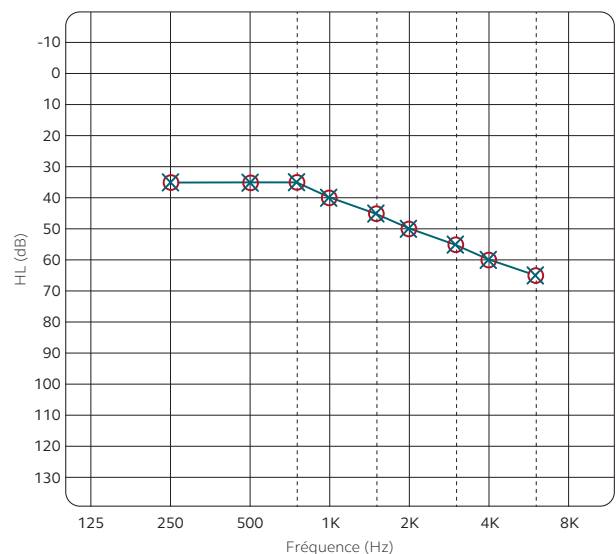
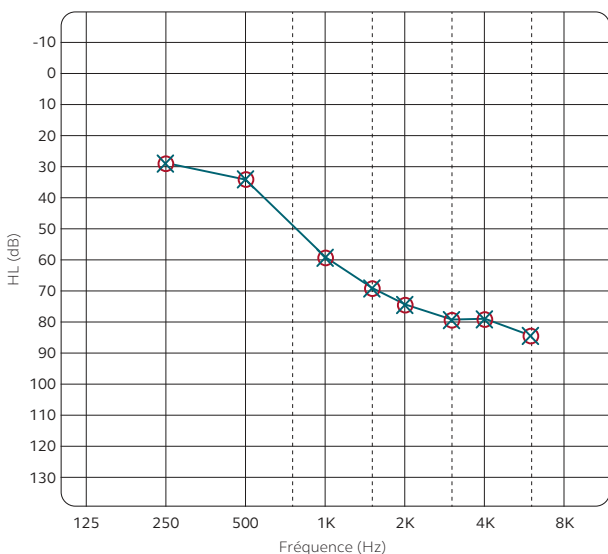


Figure 4. Audiogrammes standard S3 (graphique de gauche) et N3 (graphique de droite). Les deux sont représentatifs des audiogrammes que les personnes novices en matière d'aides auditives pourraient avoir.



Figure 5. Étant donné que First Time User – Onboarding fournit 70% des gains prescrits par le profil First Time User, les gains seront toujours inférieurs pour First Time User – Onboarding. L’effet sur l’audiogramme S3 plus sévère (panneau de gauche) par rapport à l’audiogramme N3 moins sévère (panneau de droite) est une plus grande réduction de gain.



Figure 6. Les paramètres de First Time User – Onboarding ne sont pas directement liés au profil Comfort User. Les gains pour First Time User – Onboarding ont tendance à être inférieurs à ceux de Comfort User dans les basses fréquences et identiques ou légèrement supérieurs dans les hautes fréquences, bien qu’une certaine variation en fonction du niveau d’entrée soit également observée. First Time User – Onboarding peut aider à résoudre les plaintes de volume sans perturber la clarté du son par rapport à Comfort User.

de fonctionnalité de Noise Tracker II sont augmentés d’un cran. D’autres fonctionnalités avancées sont définies en fonction du profil de First Time User et des données audiométriques lorsque le First Time User - Onboarding est sélectionné.

Autres règles de réglages Comme la formule exclusive ReSound Audiogram+, la prescription NAL-NL2 peut également prendre en compte si l’utilisateur d’aides auditives est expérimenté ou non avec une amplification. Pour s’assurer que cette nouvelle stratégie est appliquée lors de l’ajustement des cibles NAL-NL2, il est nécessaire de sélectionner soit le profil First Time User dans l’écran Profil du patient, soit l’option First Time User – Onboarding. Si l’option First Time User – Onboarding est choisie pour un appareillage NAL-NL2, le logiciel réglera l’option de gain en pourcentage sur 70% en plus des corrections pour un nouvel utilisateur d’aide auditive.

Pour toute règle d’appareillage dans Smart Fit autre que Audiogram+ et NAL-NL2, l’option First Time User – Onboarding peut être sélectionnée et le logiciel définira l’option de gain en pourcentage sur 70% sans autre modification spécifique. Cela s’appliquerait aux règles d’adaptation NAL-RP, NAL-NL1, DSL i/o et DSLv5.

RÉSUMÉ

L’option First Time User – Onboarding peut être sélectionnée avec n’importe quelle règle d’ajustement pour appliquer 70% des gains cibles prescrits. Il s’agit d’un moyen facile pour les audioprothésistes de réduire les gains pour la première période d’essai qui pourraient dégrader les premières sensations d’amplification. Un test d’écoute de comparaison par paires avec le profil ReSound First Time User ainsi que les premiers

réglages d’ajustement pour les utilisateurs inexpérimentés dans deux autres marques d’aides auditives haut de gamme ont été effectués. L’option First Time User – Onboarding a été jugée positive ou identique dans toutes les comparaisons sauf une, ce qui suggère qu’elle peut être utile pour favoriser l’acceptation immédiate du son amplifié.

RECONNAISSANCE

Les auteurs remercient Jack Scott, PhD, professeur agrégé à l’Université Western, London, Ontario, CA, pour la conception et l’exécution du test d’écoute de comparaison par paires décrit dans cet article.

RÉFÉRENCES

- 1. Dawes P, Munro KJ. Auditory distraction and acclimatization to hearing aids. *Ear and Hearing*. 2017 Mar 1;38(2):174-83.
- 2. Gatehouse S. The time course and magnitude of perceptual acclimatization to frequency responses: Evidence from monaural fitting of hearing aids. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1992 Sep;92(3):1258-68.
- 3. Wright D, Gagné JP. Acclimatization to hearing aids by older adults. *Ear and Hearing*. 2021 Jan 1;42(1):193-205.
- 4. Keidser G, O’Brien A, Carter L, McLelland M, Yeend I. Variation in preferred gain with experience for hearing-aid users. *International Journal of Audiology*. 2008 Jan 1;47(10):621-35.
- 5. Bisgaard N, Vlaming MS, Dahlquist M. Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends in Amplification*. 2010 Jun;14(2):113-20.
- 6. Koehler E, Schumacher J. The scientific basis for prescribing advanced feature settings. *ReSound white paper*. 2020



AMÉLIORER LA CONVERSATION EN GROUPE À L'AIDE DE LA NOUVELLE TECHNOLOGIE IX : REALTIME CONVERSATION ENHANCEMENT (RTCE)

La plateforme Signia IX met en œuvre de nouvelles fonctionnalités dédiées à améliorer la conversation en groupe. Cette technologie a été évaluée dans une série de mesures en comparaison de 4 appareils concurrents. En utilisant la méthode d'Hagerman, il a été possible de mesurer le rapport signal/bruit (SNR) en sortie d'appareil, dans une situation de test reproduisant une conversation de groupe en environnement bruyant. Les résultats montrent un clair avantage à la technologie IX avec une amélioration moyenne de 4,1 dB par rapport au meilleur concurrent. Dans ce test, cet avantage se retrouve à la fois pour les voix provenant de face mais aussi de positions plus latérales. Ces résultats suggèrent que les appareils **Signia IX** peuvent apporter un **bénéfice important aux patients** en comparaison des autres aides auditives actuellement sur le marché, dans ces situations de conversation dans le bruit.

INTRODUCTION

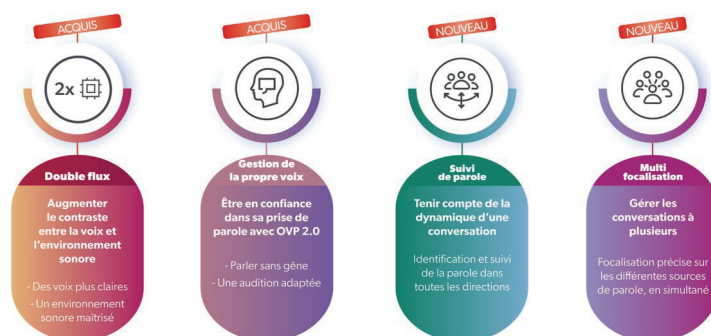
Le principal axe de développement de la dernière plateforme **Signia Integrated Xperience (IX)** est d'améliorer « les conversations » pour les porteurs d'aides auditives. En cela, la technologie RealTime Conversation Enhancement (RTCE), spécialement développée pour cette plateforme, cherche à adresser les difficultés rencontrées par un patient porteur d'aides auditives, dans un environnement de conversation dans le bruit avec 2 innovations principales : le « suivi de parole » et la « multi directivité ». Les situations de conversation à plusieurs dans le bruit peuvent être particulièrement difficiles pour les utilisateurs quand on tient compte, comme dans la réalité, des multiples interlocuteurs pouvant intervenir dans une conversation (ex : réunion, diner, cocktail party,...), mais aussi des mouvements divers et variés de ceux-ci, puis des mouvements de tête du porteur lui-même. Tout cela rendant la position des interlocuteurs changeante et pas toujours positionnée en face. L'approche conventionnelle des aides auditives, basée sur des algorithmes de Beamforming classique et de réducteurs de bruit, se trouve particulièrement en difficultés quand nous introduisons ces caractéristiques réalistes d'une conversation dans le bruit.

Des informations détaillées sur le fonctionnement de la technologie IX et des fonctionnalités du RTCE sont disponibles dans l'article de Jensen et al. publié en 2023. La technologie IX se base sur 4 piliers technologiques pour améliorer les conversations du patient (figure 1).

Le traitement en double flux permet d'apporter une amplification et une compression différente au signal de parole par rapport au signal ambiant et donc d'améliorer le contraste entre parole et

bruit. La technologie OVP 2.0 permet quant à elle de mettre le patient à l'aise avec sa propre voix, afin de le rendre confiant dans ses prises de paroles. La technologie de suivi de parole permet de gérer les mouvements inhérents à une conversation « réelle » en tenant compte des mouvements de tête du porteur mais aussi des mouvements des interlocuteurs. Enfin, la technologie de multi-directivité permet de focaliser simultanément sur plusieurs sources de paroles autour du patient, afin de redonner au porteur les multiples voix autour de lui.

Une question que l'on peut légitimement se poser concernant cette technologie RTCE est : comment se comporte-t-elle par rapport aux autres technologies sur le marché ? Techniquement, quelle est l'amélioration du rapport Signal/bruit (SNR) apportée par cette technologie par rapport à ces concurrents directs ? Cette amélioration du SNR est importante car elle



est un indicateur fort dans la compréhension de parole dans le bruit. En utilisant des techniques de mesure avancées, on peut évaluer ce SNR délivré par les aides auditives et ainsi comparer objectivement le traitement réalisé par différents appareils auditifs. Dans la suite de cet article nous allons comparer les performances des appareils IX à 4 autres aides auditives sur le marché. La première étape de cette étude est de mesurer le SNR des aides auditives dans un environnement simulé de conversation de groupe dans le bruit, puis nous présenterons et discuterons des résultats.

MÉTHODE

Méthode Hagerman

Notre étude se base sur la technique développée par Hagerman, d'inversion de phase proposée en 2004. Cette technique est reconnue comme une technique d'analyse pertinente pour évaluer le traitement des aides auditives lorsque la parole et le bruit sont présentés simultanément. La méthodologie est basée sur le fait que lorsque l'on additionne 2 signaux sonores identiques, mais avec l'un d'entre eux inversé en phase, le résultat est zéro, les 2 signaux s'étant annulés. Cela signifie que si un signal de parole plus bruit est additionné à ce même bruit mais inversé en phase, le résultat sera la parole seule. Dans le cas où l'on maîtrise et connaît le signal d'entrée d'une aide auditive (parole et bruit bien isolés) et que l'on enregistre le signal de sortie de l'aide auditive, il est alors possible de mesurer l'amélioration du SNR apportée par le traitement de l'aide auditive.

L'utilisation de cette méthode d'évaluation nécessite cependant quelques impératifs pour obtenir des mesures cohérentes. Étant donné que cette méthode se base sur plusieurs enregistrements consécutifs, il est important que les aides auditives aient un fonctionnement stable au cours des différentes mesures. Cela signifie qu'il faudra avant chaque enregistrement : mettre les appareils dans un état stable, en les exposant à un signal sonore préliminaire, plaçant les appareils dans un mode de fonctionnement attendu et stabilisé. La méthode d'Hagerman nécessite également que les signaux comparés soient bien en phase et donc que le traitement des aides auditives ne modifie pas la phase du signal ou ne le compense pas. C'est pourquoi certains traitements comme les anti-larsen ou compression fréquentielle sont désactivés.

Configuration de mesure

Dans cette étude, nous utilisons une implémentation de la méthode Hagerman inspirée de la version utilisée par Aubreville & Petrusch en 2015. Cette configuration, illustrée en figure 2, a été mise en place dans une pièce traitée acoustiquement avec un Kemar au centre et 4 enceintes positionnées à une distance de 1m autour. Des sections du signal de test de parole ISTS sont présentées dans les enceintes à 0° et 315° à un niveau de 76 dBA et dans le même temps un bruit de fond composé d'un enregistrement d'une cafétéria bruyante mixé à un bruit rose sont présentés dans les enceintes à 135° et 225° à un niveau de 72 dBA.

Pour mesurer le SNR en sortie de l'appareil, les aides auditives sont positionnées sur le Kemar et une série d'enregistrements est réalisée avec et sans l'inversion de phases pour les différents signaux de stimulation en entrée des appareils. En appliquant la technique d'inversion de phase sur les enregistrements, nous avons alors pu estimer chacun des signaux traités, à la fois les signaux de paroles et bruits seuls mais aussi combinés comme décrits sur la figure n°2.

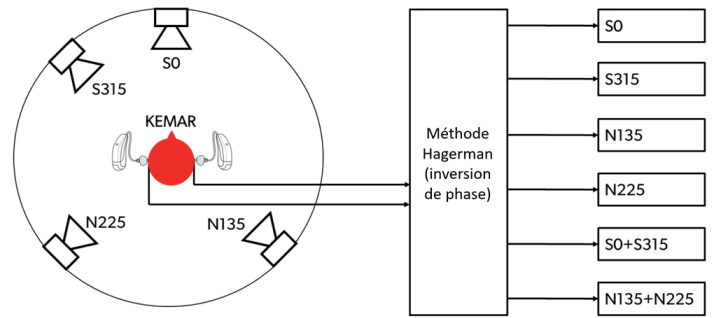


Figure 2. Configuration utilisée pour la mesure du SNR en sortie des appareils. Le signal de parole (S) est délivré par 2 HP à 0° et 315° et le bruit (N) est délivré par les 2 autres HP à 135° et 225°. Le signal traité par les aides auditives est enregistré à l'aide du Kemar. La méthode d'Hagerman nous permet alors de générer une estimation des signaux S et N, à la fois seuls et combinés.

Pendant ces enregistrements, les signaux sonores délivrés par les 4 enceintes ont été organisés comme sur la figure n°3. Pendant 50 secondes avant l'enregistrement, les 4 enceintes émettent leurs signaux afin de mettre les appareils auditifs dans un état de traitement stable. Ce délai a été choisi afin d'assurer à toutes les aides auditives testées un fonctionnement stable dans cet environnement. Après ces 50 secondes, l'enregistrement commence et les enceintes simulant la parole de la conversation à plusieurs dans le bruit sont alternativement activées. Pour simuler cette conversation de 2 personnes, les enceintes S0 et S315 sont, toutes les 10 secondes, activées afin de simuler cet échange (voir figure 3). L'enregistrement inclus 2 sections d'enregistrements pour chacune des enceintes de parole, soit 40 secondes totales d'enregistrement.

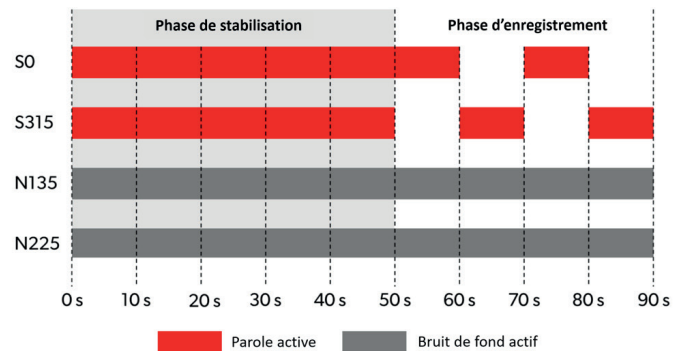


Figure 3. Organisation des signaux sonores sur les 4 enceintes de test. La présentation des signaux commence à t=0s. L'enregistrement commence à t=50s afin de laisser les appareils être dans un fonctionnement stable. A partir de t=50s, une simulation de conversation est créée en activant à tour de rôle les 2 enceintes de parole.

L'objectif de cette étude est d'évaluer pour différentes aides auditives, le SNR moyen délivré par les appareils. Du fait de la configuration présentée en figure n°2, nous présentons le SNR en sortie de l'aide auditive gauche qui sera plus révélateur de la compréhension de parole, compte tenu de sa meilleure position dans notre test.

Dans l'analyse, nous calculons le SNR moyen sur l'ensemble de l'enregistrement de 40s. Mais nous calculerons aussi le SNR pour chacune des enceintes de parole ayant des positions différentes par rapport au Kemar. Pour cette analyse et pour

éviter de possible ambiguïtés, seules 6 secondes de chacune des 4 sections de 10 secondes seront utilisées. Les 2 premières et dernières secondes seront supprimées pour éviter les effets de transition pour certaines paires d'appareils.

Les aides auditives

Pour cette étude, les performances des appareils Signia Pure 7 C&G IX ont été comparées à 4 paires d'appareils RIC premium concurrents. Les appareils concurrents seront nommés de A à D. Au moment du test, ces appareils correspondent aux plus haut de gamme de chacune des marques testées.

Pour la mesure, les appareils (les 5 marques) ont été programmés de manière identique avec une perte plate de 50 dB en utilisant le pré-réglage recommandé par chaque fabricant. Les algorithmes susceptibles de perturber la phase des signaux sont désactivés le cas échéant (Anti-larsen et abaissement fréquentielle). Les appareils ont été ensuite adaptés au Kamar en utilisant des dômes fermés.

Les enregistrements ont été également réalisés sans appareils (oreilles du Kamar nues) pour avoir la référence et calculer les SNR de chaque appareil.

RÉSULTATS

Les SNR moyens mesurés à partir des enregistrements pour les appareils Signia IX, les 4 autres concurrents et par le Kamar sans appareils, sont représentés sur la figure 4. Ces résultats nous montrent que tous les fabricants sauf un, parviennent à améliorer le SNR par rapport à la condition sans appareils. En cela, 4 des paires d'aides auditives apportent un bénéfice par leur traitement dans ce scénario de conversation en environnement bruyant. L'exception est la marque C qui détériore le SNR de 5dB par rapport à l'oreille du kamar ouverte. Notre mesure ne peut servir de généralité et ne représente pas le fonctionnement des appareils de la marque C dans tous les environnements bruyants. Cependant, dans ce scénario recréé pour cette étude, les appareils de la marque C dégradent le SNR apporté au patient par leur traitement.

Les 4 autres marques apportent, quant à elles, un bénéfice. Un avantage clair pour les appareils Signia IX est néanmoins mis en exergue. Le SNR global pour les appareils IX est de 11,6 dB alors que le concurrent le plus proche apporte un SNR de 7,7 dB. Dans ce scénario, Signia IX permet d'obtenir 4,1 dB de plus de SNR que le meilleur concurrent. Comparé à l'oreille ouverte seule, l'amélioration est de 8 dB.

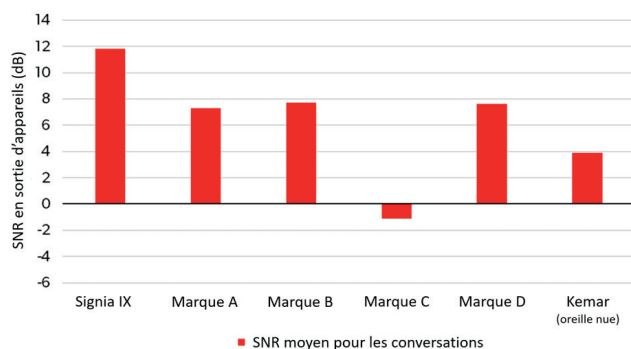


Figure 4. Moyenne des SNR mesurés pour les 40 secondes d'enregistrements et ce, pour les 5 marques d'appareils testés + le Kamar oreille nue.

Le SNR a été également calculé indépendamment pour les 2 enceintes de parole du test. Ces résultats sont reportés sur la figure 5. La barre grise représente le SNR relevé pour l'enceinte positionnée de face et la barre noire représente le SNR pour l'enceinte positionnée sur le coté à 315°. Globalement, pour toutes les aides auditives, la différence de SNR entre ces 2 enceintes, reflète le résultat obtenu, oreille nue avec le Kamar seul. Cette différence d'environ 5 dB est liée à l'interaction « morphologique » du kamar (pavillon de l'oreille, torse...), l'acoustique de la salle et la position des enceintes de notre configuration.

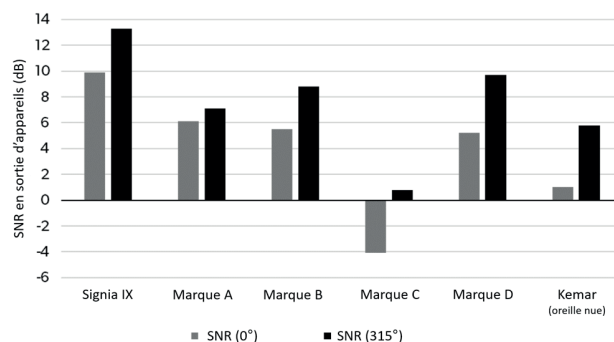


Figure 5. SNR mesuré pour les 2 enceintes de parole de la configuration et ce, pour les 5 marques d'appareils testés + le Kamar oreille nue.

Au regard de ces résultats, même si l'on constate des gestions différentes du SNR en fonction de la provenance de la voix autour du Kamar, cela ne change pas le classement entre les aides auditives en moyenne. Et dans notre configuration de test, quelle que soit la position de la voix, la marque C présente une vraie difficulté à améliorer la qualité du signal par son traitement comparativement à l'oreille nue du Kamar.

Dans tous les cas de figure, il est important de noter que les appareils Signia IX offre les meilleurs résultats et l'amélioration la plus importante du SNR. Lorsque la voix provient de face, Signia IX offre un SNR de 9,9 dB : 3,8 dB de mieux que le concurrent suivant (marque A) et 8,9 dB de mieux que sans appareils. Lorsque la voix provient de côté, le SNR est alors de 13,3 dB, 3,6 dB de mieux que le concurrent suivant (marque D dans cette position de voix) et 7,5 dB d'amélioration en comparaison au sans appareils. Ces résultats suggèrent que les appareils Signia IX et la technologie RTCE offre un bénéfice important lors d'une conversation à plusieurs ou l'on cherche à comprendre l'ensemble des interlocuteurs indépendamment de leurs positions.

DISCUSSION

Dans cette étude, nous avons étudié le SNR délivré par les appareils Signia IX par rapport à 4 autres marques d'aides auditives dans un scénario de conversation à plusieurs dans le bruit. Les résultats nous montrent un bénéfice net pour les appareils Signia IX.

Cette importante différence mesurée entre Signia IX et les autres appareils concurrents peut être expliquée par le nouveau système RTCE. Cette technologie permet en temps réel d'évaluer où sont positionnés, autour du patient, les sources de paroles et de bruit, puis de les séparer, par leur position différente dans l'espace pour finalement les amplifier et les comprimer différemment.

La configuration de notre scénario de conversation avec ces enceintes placées dans des axes réalistes et des paroles intervenant à tour de rôle permet de mettre en avant les bénéfices de cette technologie par rapport à des approches plus traditionnelles.

La corrélation entre SNR et compréhension de parole est aujourd'hui bien établie. Pour notre étude, nous avons choisi des niveaux de parole et de bruit nous permettant de mettre en évidence une amélioration pertinente de ce SNR, avec un niveau sans appareils de 4dB de SNR proche des 4,6 dB rapportés par Smeds et al. comme étant le SNR moyen d'une conversation dans un environnement réaliste. En conséquence, la technologie RTCE peut être directement, à travers ces résultats, mis en relation avec une amélioration de la compréhension en situation de conversation à plusieurs dans un environnement acoustique riche.

RÉSUMÉ

Dans cet article, nous avons présenté les résultats d'une étude portant sur la mesure et la comparaison du SNR délivré par des appareils Signia IX et 4 autres paires d'appareils auditifs de fabricants différents. Ce test étant réalisé dans un environnement réaliste de conversation à plusieurs dans le bruit. La mesure de ce SNR a nécessité la mise en place d'un protocole d'enregistrement précis et l'utilisation de la méthode d'Hagerman.

La comparaison des résultats obtenus permet de mettre en évidence une nette amélioration du SNR avec les appareils Signia IX et la technologie RCTE. Que la voix provienne de face ou de positions plus latérales, l'amélioration est de 4,1 dB par rapport au meilleur concurrent de ce test.

Cette amélioration du SNR peut être mise en corrélation avec une amélioration de la compréhension du porteur dans un environnement réaliste de conversation à plusieurs dans le bruit, et prouve la faculté des appareils IX à apporter à l'utilisateur un signal plus clair.

RÉFÉRENCES

- Aubreville M. & Petrusch S. 2015. Directionality assessment of adaptive binaural beamforming with noise suppression in hearing aids. 2015 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP): IEEE, pp. 211-215.
- Branda E. 2021. Split-processing: A new technology for a new generation of hearing aid. *Audiology Practices*, 13(4), 36-41.
- Hagerman B. & Olofsson Å. 2004. A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise. *Acta Acustica United with Acustica*, 90(2), 356-361.
- Jensen N.S., Samra B., Kamkar Parsi H., Bilert S. & Taylor B. 2023. Power the conversation with Signia Integrated Xperience and RealTime Conversation Enhancement. *Signia White Paper*.
- Smeds K., Wolters F. & Rung M. 2015. Estimation of signal-to-noise ratios in realistic sound scenarios. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(2), 183-196.



Cabinet
BAILLY

à votre écoute depuis
plus de 110 ans

ASSURANCES AIDES AUDITIVES PERTE • VOL • CASSE TOUS DOMMAGES

Des garanties complètes

basées sur le prix de vente de l'appareil

Souscription d'une durée au choix pour **1 an ou 4 ans**

GESTION SIMPLIFIÉE

Le cabinet BAILLY s'occupe de tout

Audioprothésistes, nous vous déchargeons de toute gestion de la souscription au règlement des sinistres.



POUR TOUS

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

À partir de
35€/an

99€ pour 4 ans

**CONTACTEZ
NOUS** ●

🏠 5 rue Saint-Didier
52600 HORTES

☎ 03 25 87 57 22

@ contact@ab2a.fr

📘 ab2a.bailly



OTICON REAL PROUVE SON EFFICACITÉ DANS LA GESTION DES BRUITS DE VENT

Retrouvez plus d'informations sur www.oticon.fr

Oticon publie deux études cliniques sur l'intensité sonore du bruit de vent et la clarté de la parole en cas de vent. Sur ces 2 paramètres, ces études comparent les perceptions de porteurs d'aides auditives avec différentes marques d'appareils mais tous de dernière génération de miniRITE. Résultats : Oticon Real grâce à son Wind & Handling Stabilizer (stabilisateur de bruit de vent et de manipulation) supprime plus efficacement les bruits de vent et permet un meilleur accès à la parole.



UNE PREMIÈRE ÉTUDE MENÉE DANS UNE SOUFFLERIE

Pour les utilisateurs d'aides auditives, se promener et discuter lors d'une journée venteuse présente deux défis :

- Supporter le bruit fort et inconfortable du vent dans les appareils
- Percevoir distinctement la parole dans ces conditions

Afin de prouver l'efficacité d'Oticon Real, des tests ont été effectués dans l'une des plus grandes souffleries universitaires au monde, le tunnel Poul Lacour de l'Université technique du Danemark. Des utilisateurs d'aides auditives y ont comparé à l'aveugle Oticon Real et deux aides auditives concurrentes de premier plan à des vitesses de vent modérées, de l'ordre de 6 mètres par seconde, comme cela peut être le cas à la plage, au golf ou encore lorsqu'on court.

Les résultats ont montré qu'Oticon Real a réussi simultanément à fournir une solution aux deux problèmes. L'aide auditive surpasse le concurrent 1 sur l'intensité sonore du bruit de vent et le concurrent 2 sur la clarté de la parole.

	Intensité du bruit du vent	Clarté de la parole dans le vent
Oticon Real	✓	✓
Concurrent 1	22% plus fort qu'Oticon Real** ✗	✓
Concurrent 2	✓	17% moins clair qu'Oticon Real** ✗

✓ Bonne performance ✗ Nettement moins performant qu'Oticon Real

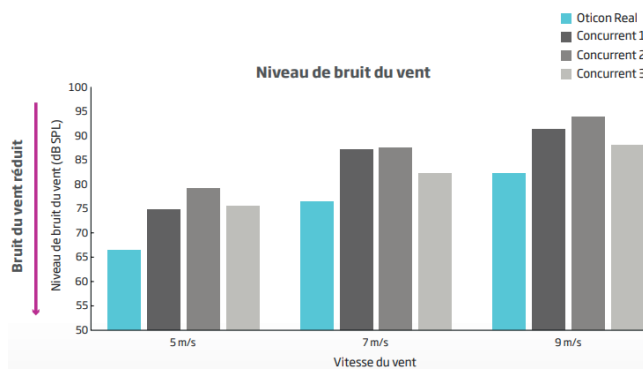
UNE SECONDE ÉTUDE FACE À 3 CONCURRENTS

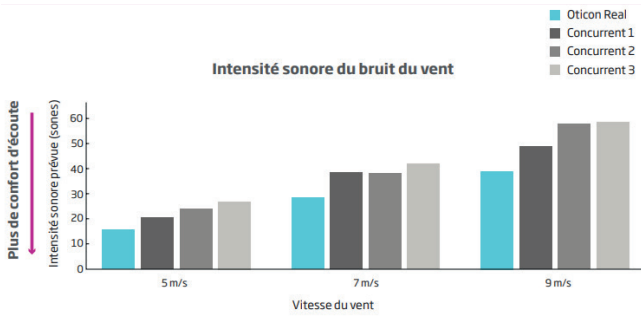
S'appuyant sur ce travail, l'étude a été complétée avec des mesures techniques comparant Oticon Real et le Wind & Handling Stabilizer à des solutions haut de gamme de trois concurrents de premier plan avec leurs systèmes de gestion du bruit du vent réglés au maximum.

L'objectif était d'évaluer les performances d'Oticon Real et des aides auditives concurrentes dans différentes conditions de vent (de modéré à fort). En outre, le fabricant a examiné les avantages potentiels pour l'utilisateur en termes de confort d'écoute et de clarté de la parole dans ces conditions venteuses.

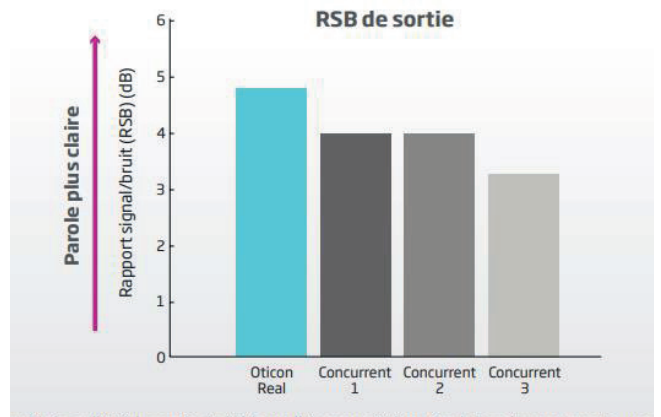
Résultats :

- En présence de vent, le niveau de bruit du vent à la sortie de l'aide auditive est plus faible dans Oticon Real que dans les trois concurrents.
- Oticon Real fournit une intensité sonore prévue du bruit du vent inférieure à celle des trois concurrents.
- Oticon Real offre un contraste plus important entre la parole et le bruit du vent que les trois concurrents.
- Oticon Real permet d'accéder à davantage d'indices de parole en présence de vent que les trois concurrents.





Différence d'intensité sonore prédite en %	5 m/s	7 m/s	9 m/s
Oticon Real par rapport au concurrent 1	-23%	-27%	-20%
Oticon Real par rapport au concurrent 2	-34%	-26%	-32%
Oticon Real par rapport au concurrent 3	-41%	-33%	-34%



Des résultats qui sont corroborés par les témoignages d'utilisateurs au quotidien :

« Comme tous les jours pendant les compétitions je porte mes appareils Oticon Real. La qualité du son est top et je ne suis pas gêné par les bruits de vent. Je suis plus confiant et concentré sur mon jeu » Jean-François Rémésy, Golfleur Professionnel
 « J'habite en bord de mer et du vent, il y en a tout le temps. Lors

de promenade avec mon épouse, mes appareils devenaient très inconfortables. Ces nouveaux appareils ont tout changé. » Jean, retraité.

« J'ai repris le goût des randonnées avec mes amies grâce à ces nouveaux appareils auditifs. Je ne pouvais plus porter mes précédents appareils tellement le bruit de vent me gênait. » Sophie, retraitée.

**Audioprothésistes,
 nous sommes
 à la recherche
 de nouvelles**



Postulez !



345 centres en France métropolitaine et dans les territoires d'Outre-mer. Stage, alternance, salarié, indépendant, ... Découvrez tout ce qu'Audition Conseil peut faire pour vous.



**AUDITION
 CONSEIL**

l'art de bien s'entendre



44^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

28 & 29 Mars 2024 - Paris

Conférences
Exposition
Ateliers

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

congresdesaudios.org

Inscrivez-vous au congrès dès à présent



Organisation

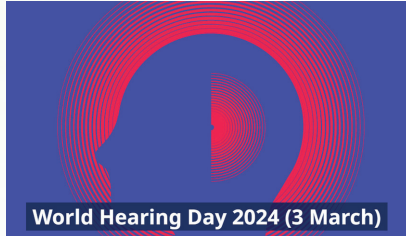


Télécharger l'application mobile du congrès



JOURNÉE MONDIALE DE L'AUDITION

LE 3 MARS 2024



**Changer les mentalités :
Faisons des soins auditifs et auditifs
une réalité pour tous !**

La Journée mondiale de l'audition a lieu le 3 mars de chaque année pour sensibiliser à la manière de prévenir la surdité et la perte auditive et de promouvoir les soins auditifs et auditifs à travers le monde. Chaque année, l'OMS décide du thème et élabore du matériel de plaidoyer fondé sur des données probantes, tel que des brochures, des dépliants, des affiches, des bannières, des infographies et des présentations, entre autres. Ces documents sont partagés avec des partenaires gouvernementaux et de la société civile du monde entier, ainsi qu'avec les bureaux régionaux et nationaux de l'OMS. À son siège à Genève, l'OMS organise chaque année une journée mondiale de l'audition. Ces dernières années, un nombre croissant d'États membres et d'autres agences partenaires ont rejoint la Journée mondiale de l'audition en organisant une série d'activités et d'événements dans leur pays. L'OMS invite toutes les parties prenantes à se joindre à cette initiative mondiale.

La Journée mondiale de l'audition 2024 visera à surmonter les défis posés par les perceptions erronées de la société et les mentalités stigmatisantes grâce à la sensibilisation et au partage d'informations, destinés au public et aux prestataires de soins de santé.

À l'échelle mondiale, plus de 80 % des besoins en matière de soins auditifs et auditifs restent non satisfaits.

La perte auditive non traitée représente un coût annuel de près de 1 000 milliards de dollars américains à l'échelle mondiale.

Les perceptions erronées profondément ancrées dans la société et les mentalités stigmatisantes sont des facteurs clés qui limitent les efforts de prévention et de lutte contre la perte auditive.

Changer les mentalités concernant les soins de l'oreille et de l'audition est crucial pour améliorer l'accès et atténuer le coût d'une perte auditive non traitée.

Si vous souhaitez recevoir des mises à jour et des informations sur la Journée mondiale de l'audition, vous pouvez vous inscrire en envoyant un e-mail à whf@who.int

<https://www.who.int/campaigns/world-hearing-day/2024>

44^{ÈME} CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

JEUDI 28 ET VENDREDI 29 MARS
2024 AU PALAIS DES CONGRÈS
DE PARIS



44^{ÈME} CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

Le programme a été mis en ligne par le SDA, qui organise l'événement.

Le Professeur Lionel Collet, Président de l'HAS, inaugurerait cette édition et ouvrirait la journée de conférence du 28 mars en salle plénière, en compagnie de Brice Jantzen, Président du SDA.

Plus d'information sur le site de l'événement :
<https://www.congresdesaudios.org/>

27^{ÈME} JOURNÉE NATIONALE DE L'AUDITION

LE 14 MARS 2024

La 27^e campagne Journée Nationale de l'Audition se dresse en porte-étendard de la lutte contre l'ignorance généralisée entourant les acouphènes, une réalité silencieuse touchant 6 millions de personnes en France. Elle s'engage à sensibiliser, à informer avec force et détermination sur ces enjeux souvent relégués dans l'ombre, tout en appelant à une action collective forte pour rendre visibles ceux que l'on maintient dans l'invisibilité.

L'amplification du mouvement de prévention et d'information, ainsi que l'appel aux pouvoirs publics pour briser ce silence assourdissant, constituent les objectifs clés de la campagne de la Journée Nationale de l'Audition 2024. Pour renforcer cet appel, l'association JNA s'associe étroitement à l'association France Acouphènes et invite toutes les voix à se joindre à nous.

Une action urgente : le dépistage de repérage, l'orientation médicale pour tous et partout.



"L'audition pour Tous et Partout !

Chaque Journée Nationale de l'Audition (JNA) marque un moment clé pour tous ceux qui reconnaissent l'importance fondamentale de l'audition pour la santé et la vie sociale. En tant qu'Association de la Journée Nationale de l'Audition, nous allons au-delà de la JNA. Nous orchestrerons trois grandes campagnes : la Journée Nationale de l'Audition, la Semaine de la Santé Auditivité au Travail et la Prévention Jeune pendant les périodes estivales, festivals et concerts. Nos actions se déploient tout au long de l'année, partout où c'est nécessaire.

Des avancées significatives ont été réalisées dans les domaines scientifiques et technologiques, améliorant la prise en charge des problèmes auditifs grâce au programme 100% santé. Cependant, la prévention reste sous-estimée, même après des mesures comme la réduction des niveaux sonores dans les lieux de divertissement et la promotion des protections auditives lors de concerts et de festivals.

Bien que la loi sur la pénibilité au travail inclue la question du bruit, celui-ci continue de menacer la santé auditive, touchant toutes les générations. Malgré les alertes de l'OMS, l'importance de l'audition est encore sous-estimée en tant que déterminant de la santé. Plus préoccupant, l'audition est absente des programmes de prévention et de sécurité au travail de l'Agence Nationale de Santé Publique France.

En tant qu'Association JNA, nous militons pour un changement réel. Cette démarche répond à une forte demande sociale, avec 80 % des Français souhaitant que l'audition soit reconnue comme une grande cause nationale (selon l'étude Ifop-JNA mars 2022). Espérons que les Ministères dédiés prennent en compte le défi de la Santé Auditive. Guidés par l'OMS et la législation sur la Santé, nos efforts se poursuivent pour garantir une prise en charge de l'audition pour tous, partout. Nous agissons pour la prévention et la détection systématique des problèmes auditifs sur l'ensemble du territoire. Notre devise persiste : *"L'Audition pour Tous et Partout !"*

Jean-Luc PUEL

Président de l'association JNA

Plus d'information :

<https://www.journee-audition.org/>



**FORMATIONS
PROFESSIONNELLES 2024**

LES PROBLÉMATIQUES DÉCOULANT D'UN DYSFONCTIONNEMENT VESTIBULAIRE CHEZ L'ENFANT SOURD

OBJECTIFS

Acquérir des outils permettant de repérer, diagnostiquer, évaluer et prendre en charge les troubles vestibulaires, fréquents chez l'enfant sourd. Faire connaître aux professionnels de la surdité quels sont les éventuels troubles psychomoteurs associés (troubles de l'équilibre, de la coordination motrice...). Apprendre à proposer des réponses appropriées et mettre en place des stratégies de palliation d'autant plus efficaces qu'elles seront précoces.

CONTENU

Présentation du rôle fonctionnel de l'appareil vestibulaire dans l'établissement des structurations de base. Distinction des risques de perturbations dus au détournement des fonctions proprioceptives et visuelles vers un autre usage. Des signes cliniques atypiques touchant l'établissement de représentations corporelles, des appréciations de l'espace réel

et graphique et de l'adaptation de soi vers l'extérieur seront rattachés au système de l'équilibration, afin d'expliquer l'utilité des aides à l'intégration et le peu d'efficacité des moyens plus usuels. Versant préventif : les signes d'appel chez le très jeune enfant, l'établissement du diagnostic et la lecture des résultats des tests du bilan vestibulaire. Présentation des différents modes de prise en charge ou des accompagnements parentaux et interdisciplinaire. Présentation des étapes indispensables permettant le dépassement de prétendues dyspraxies motrices, visuomotrices et visuospatiales.

MÉTHODES MOBILISÉES

Exposés théoriques, vidéos, discussions

TYPE DE FORMATION

Action de formation

INTERVENANTES :

- Dr Sylvette WIENER-VACHER, Médecin ORL Hôpital Robert Debré, Paris
- Catherine BALAY, Psychomotricienne, CAMSP DA Asso. PEP 69, Villeurbanne
- Cécile BECAUD, Kinésithérapeute vestibulaire, Lyon

INFORMATIONS PRATIQUES

(formation réservée aux adhérents)

Dates : 18 et 19 mars 2024 -

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade

Nathalie Sarraute 75018 Paris

Tarif : 450 € net. TVA non applicable, art. 293 B du CGI

Public : ORL, Psychomotriciens,

Kinésithérapeutes -

Autres professionnels de la surdité

Pré-requis : professionnels en exercice ; connaissances de base de la surdité pré-linguale -

Nbre minimum de participants : 10

LA CO-CONSTRUCTION DU LANGAGE AVEC LE JEUNE ENFANT SOURD

OBJECTIFS : Comprendre et cerner son rôle en tant que professionnel ainsi que celui des parents dans le projet de développement d'une ou plusieurs langues parlées. Comprendre quels sont les leviers du développement linguistique de tout enfant et les adaptations qui en découlent pour offrir un environnement linguistique optimal aux enfants sourds..

CONTENU : Présentation du rôle fonctionnel de l'appareil vestibulaire dans l'établissement des structurations de base. Distinction des risques de perturbations dus au détournement des fonctions proprioceptives et visuelles vers un autre usage. Des signes cliniques atypiques touchant l'établissement de représentations corporelles, des appréciations de l'espace réel et graphique et de l'adaptation de soi vers l'extérieur seront rattachés au système de l'équilibration, afin d'expliquer l'utilité des aides à l'intégration et le peu d'efficacité des moyens plus usuels. Versant préventif : les signes d'appel chez le très jeune enfant, l'établissement du diagnostic et la lecture des résultats des tests du bilan vestibulaire. Présentation des différents modes de prise en charge ou des accompagnements parentaux et interdisciplinaire. Présentation des étapes indispensables permettant le dépassement de prétendues dyspraxies motrices, visuomotrices et visuospatiales.

MÉTHODES MOBILISÉES

Exposés théoriques, réflexions et échanges des expériences de chacun à partir de sa propre pratique, illustrations de certaines notions par vidéo.

TYPE DE FORMATION

Action de formation

INTERVENANTES

Catherine HAGE, Logopède au centre Comprendre et Parler (Bruxelles), Dr en Sciences Psychologiques (ULB) et thérapeute en Psychologie Corporelle Intégrative

INFORMATIONS PRATIQUES

(formation réservée aux adhérents)

Dates : 20 et 21 mars 2024 -

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade

Nathalie Sarraute 75018 Paris

Tarif : 450 € net. TVA non applicable, art. 293 B du CGI

Public : Orthophonistes -

Autres professionnels de la surdité

Pré-requis : professionnels en exercice ; connaissances de base de la surdité pré-linguale -

Nbre minimum de participants : 10

INSCRIPTIONS

ACFOS 49 Bd Pasteur 75015 Paris

inscriptions@acfos.org - www.acfos.org

Silk™ Charge&Go IX

La 1^{ère} aide auditive invisible et sans pile

Déjà
12 000 patients
appareillés !



DESIGN
BY SIGNIA

Be
Brilliant™




signia

IX Nouvelle
technologie

Silk Charge&Go IX

Le 1^{er} CIC rechargeable du marché associant une qualité sonore exceptionnelle à une discrétion inégalée et au confort du rechargeable.

- Qualité d'écoute parfaitement naturelle avec IX
- Directivité Binaurale OneMic
- 28 h d'autonomie
- Recharge nomade et sans fil 
- Adaptation immédiate et confortable : sleeves en silicone
- Corrige les pertes légères à moyennes



Moka

Noir



Meilleure
compréhension
de la parole



Jusqu'à 5 jours
d'autonomie**



Prêt-à-porter et
prise en main
immédiate

  Signia Hearing

signia-pro.com

* Révélez-vous. ** Grâce aux 4 recharges nomades sans branchement. 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 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 €). 01/2024 ©WISAUD A/S.



REXTON POUR DES CONVERSATIONS PLUS REACH

NOUVELLE GÉNÉRATION : DISCUTER AVEC PLUSIEURS
INTERLOCUTEURS EN SIMULTANÉ N'EST PLUS UN DÉFI



Capte 3 interlocuteurs
simultanément



Robustesse



iOS, ASHA & BT LE Audio
(Nouvelle norme BT)



PARCE QUE
TOUTES LES VOIX COMPTENT

REXTON