

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 38

N°3 - 2025

CAS CLINIQUE

SII, intelligibilité et gestion de la sonorité.

Essai comparatif d'appareillage voie aérienne vs voie osseuse via la méthodologie CTM.

MÉTIER ET TECHNIQUE

L'implant cochléaire : Se rapprocher au mieux de l'audition naturelle.

PRIX DU POSTER

Analyse des résultats des tests d'audiométrie vocale : quelles informations exploiter ?

RÉFLEXIONS DU GÉRIATRE

**« MIEUX VIEILLIR » :
FAIRE FACE !**

MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDES 2024

ÉCOLE DE BORDEAUX

REJOIGNEZ LA 1^{ÈRE} COOPÉRATIVE FRANÇAISE D'AUDIOPROTHÉSISTES INDÉPENDANTS



JE CANDIDATE



Rejoindre Entendre, c'est :

- Adhérer à la 1^{ère} coopérative française d'audioprothésistes indépendants et la seule enseigne qui appartient à ses adhérents ;
- S'engager aux côtés d'un réseau fort de plus de 320 centres répartis sur toute la France ;
- Défendre et valoriser le statut d'indépendant tout en bénéficiant de la puissance de l'enseigne ;
- Bénéficier d'aides financières au développement* :
 - 100% des cotisations offertes aux nouvelles créations de centre les deux premières années, aides au développement pour votre communication, votre façade, votre installation, etc.
- Préserver sa marge grâce à la force de la Centrale d'Achats Entendre ;
- Disposer d'une charte forte et identifiable ;
- Profiter de multiples opportunités de carrière pour les salarié(e)s, technicien(ne)s, assistant(e)s, etc.
- Profiter d'offres de formations certifiantes notamment des formations DPC.

**OFFRE
EXCLUSIVE**
2 ANS
DE COTISATIONS
OFFERTES*

CONTACTEZ-NOUS !

10 BIS, PARC ARIANE - BÂTIMENT GALAXIE
78280 GUYANCOURT
01 30 07 17 87 - recrutement@entendre.fr

Retrouvez-nous sur [LinkedIn](#)



Editeur : Collège National
d'Audioprothèse
25 rue de Ponthieu - 75008 Paris

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

Directeur de la publication :
Arnaud COEZ - acoez@noos.fr
Rédacteur en chef :
Paul AVAN - paul.avan@u-clermont1.fr

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

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

Président : Matthieu DEL RIO
1^{ère} Vice Président : David COLIN
2^{ème} Vice Présidente : Charlotte BALET
Secrétaire général : Morgan POTIER
Secrétaire générale adjointe :
Céline GUEMAS
Trésorier Général : Thomas ROY
Trésorier général adjoint :
Nicolas WALLAERT
Présidents d'Honneurs : Eric BIZAGUET,
Stéphane LAURENT, François LE HER

MEMBRES

Julie BESTEL, Hervé BISCHOFF,
Jean-Jacques BLANCHET,
Benjamin CHAIX, Arnaud COEZ,
François DEJEAN, Xavier DELERCE,
Mathieu FERSCHNEIDER,
Stéphane GALLEGO, Stéphane GARNIER,
Alexandre GAULT, Grégory GERBAUD,
Fabrice GIRAUDET, Jehan GUTLEBEN,
Eric HANS, Bernard HUGON,
Jérôme JILLIOT, Vincent KRAUSE,
Yves LASRY, Frank LEFEVRE, Elsa LEGRIS,
Gaëtan LEMOINE, Yoan NAHMANI,
Frédéric REMBAUD, Christian RENARD,
Mathieu ROBIER, Pauline ROGER,
Benoît ROY, Fabien SELDRAN,
Ana SODAN, David TRAN,
Jean-François VESSON, Alain VINET,
Paul-Edouard WATERLOT

MEMBRES HONORAIRES

Patrick ARTHAUD, Jean-Claude AUDRY,
Jean-Paul BERAHA, Geneviève BIZAGUET,
Daniel CHEVILLARD, Christine DAGAIN,
Ronald DE BOCK, Xavier DEBRUILLE,
François DEGOVE, Charles ELCABACHE,
Robert FAGGIANO, Francis FONTANEZ,
Maryvonne NICOT-MASSIAS,
Philippe THIBAUT

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

Léon DODELE (Belgique)
Philippe LURQUIN (Belgique)
Carlos MARTINEZ OSORIO
Roberto CARLE (Italie)
Bruno LUCARELLI (Italie)
Leonardo MAGNELLI (Italie)
Elie EL ZIR (Liban)
Christoph SCHWOB
David GELINAS (Canada)

Dépôt Légal à date de parution

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°3 - 2025

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 Matthieu DEL RIO

EDITORIAL

- 5 Paul AVAN

MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDES 2024 ÉCOLE DE BORDEAUX

- 6 Amélioration de la prise en charge des personnes
malentendantes : évaluation des avantages et des défis
de la téléaudiologie et télé médecine au service de
l'audioprothèse responsable
Jules CASASOLA

CAS CLINIQUE

- 16 SII, intelligibilité et gestion de la sonorité
Stéphane LAURENT

CAS CLINIQUE PROPOSÉ PAR AUDIKA

- 20 Essai comparatif d'appareillage voie aérienne
vs voie osseuse via la méthodologie CTM
Gaëtan LEMOINE

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 24 L'implant cochléaire :
se rapprocher au mieux de l'audition naturelle
Fabien SELDRAN

PRIX DU POSTER EPU 2024

- 35 Analyse des résultats des tests d'audiométrie vocale :
quelles informations exploiter ?
Aïssitou SYLLA, Arnaud COEZ

RÉFLEXIONS DU GÉRIATRE 2025

- 46 « Mieux Vieillir » : Faire face !
Arach MADJLESSI

Audéo Sphere™ Infinio

L'IA au service de
l'innovation auditive¹
et de la satisfaction de
vos patients



Une technologie testée et recommandée par les patients²

95%
des patients
recommandent
ces aides auditives
à leurs proches³

93%
soulignent leur
excellente qualité
sonore³

93%
en sont satisfaits³
+11 points
vs moyenne
du marché⁴

1. L'intelligence artificielle dans la technologie des aides auditives, H. Hasemann, A. Krylova (2024). La fonction AutoSense OS des aides auditives Infinio est un système fondé sur l'IA qui permet d'identifier précisément l'environnement sonore d'un patient et de s'y adapter automatiquement 2. Recommandée à 95 % par les patients Audéo Sphere Infinio à leurs proches 3. Etude observationnelle auprès de porteurs d'aides auditives Audéo Sphere™ Infinio. Etude quantitative menée en 2024/2025 par Gallileo Business Consulting auprès de patients d'un réseau d'audioprothésistes indépendants en France (N=122). 4. Eurotrack 2018 - 82% des patients satisfaits de leurs aides auditives

2025-04- ©Phonak Audéo I-Sphere. Les aides auditives ont pour fonction d'amplifier les sons et de les transmettre dans l'oreille, afin de compenser une perte auditive. Ces dispositifs médicaux sont des produits de santé réglementés qui portent, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Fabricant/Siège : Sonova AG, Laubisrütistrasse 28, CH-8712 Stäfa (Suisse). Sonova France SAS, 5 rue Maryse Bastié, 69500 Bron. Société au capital social de 1 000 400 €. Numéro SIREN : 314036682. R.C.S Lyon. Imprimé en France.

LE MOT DU PRÉSIDENT

LES CAHIERS DE
L'AUDITIONVOL 38
N°3 - 2025**"NOTRE PROFESSION EST AUJOURD'HUI
À L'AUBE D'UN TOURNANT MAJEUR"**

Chers Collégiens, Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec beaucoup de plaisir que je vous retrouve pour cette nouvelle édition des Cahiers de L'Audition. Parmi la multitude d'articles que le Collège vous propose dans ce numéro, nous mettons à l'honneur, comme à l'accoutumée, le mémoire de fin d'études d'un étudiant, cette fois sorti de l'école de Bordeaux : Jules Casasola, diplômé en 2024. Nous espérons que son travail intitulé : « Amélioration de la prise en charge des personnes malentendantes : évaluation des avantages et des défis de la téléaudiologie et télémedecine au service de l'audioprothèse responsable », saura répondre à toutes les interrogations que vous pouvez avoir sur le sujet !

L'actualité du Collège demeure très intense en ce printemps-été 2025, notamment du point de vue politique. De fortes attentes nous animent, afin de faire évoluer qualitativement notre profession. J'évoque naturellement ici la création d'un ordre des audioprothésistes. Nous œuvrons de longue date pour le renforcement de nos compétences et de nos critères de formation, mais également au respect déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Au regard de ces missions dédiées du Collège, nous avons muri dans le temps l'idée qu'il nous fallait un cadre réglementaire nettement renforcé. Nous y travaillons en concertation avec le SDA et la Fnéa.

L'instauration d'un ordre professionnel s'inscrit aujourd'hui dans une démarche

**MATTHIEU
DEL RIO
PRÉSIDENT
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE**

transpartisane, autour du dépôt d'une proposition de loi au sein de l'Assemblée nationale. Portée par le député François Gernigon (Horizons), la proposition de loi visant à la création d'un ordre des audioprothésistes a été déposée le 18 février dernier au bureau de l'Assemblée et bénéficie du soutien de parlementaires de divers horizons et notamment de spécialistes en santé publique.

Je souhaite rappeler que l'objectif de notre démarche est de donner à notre profession les moyens de se réguler afin de garantir la qualité et la sécurité de la prise en charge de nos patients. Mais également de renforcer l'éthique et la transparence des pratiques. À mes yeux, le renforcement de l'éthique professionnelle est une réflexion globale qui doit se tenir avec toutes les parties prenantes et notamment les patients. L'ordre professionnel est l'outil idéal pour faire vivre cette démarche.

Par ailleurs, un ordre professionnel répond à cette nécessité de créer un guichet unique qui permettra aux patients d'avoir un recours facilité dans le cadre de pratiques qui seraient dysfonctionnelles. Manifestation de la volonté de notre profession d'améliorer sa gestion de la relation à nos patients, le guichet unique consiste en la centralisation en un seul point « d'accueil » d'un certain nombre de démarches. Il permet aussi de gommer les lourdeurs administratives - autrement dit, c'est à l'ordre professionnel de venir s'adapter aux besoins et nécessités des patients en assumant la fonction de juridiction disciplinaire. Par extension, un ordre professionnel est l'assurance de disposer d'un code de déontologie et des bonnes pratiques qui protègent et régulent. Un ordre permet également de se doter d'outils précisant la liste des professionnels audioprothésistes en mesure de pratiquer légalement le métier.

Je suis intimement persuadé que la création d'un ordre serait un puissant accélérateur de reconnaissance de la part des Pouvoirs publics, afin de définitivement asseoir l'audioprothèse en tant que profession de santé paramédicale. Dans ce cadre, l'ordre sera un formidable atout afin de faire avancer à grands pas des dossiers tels que de la réingénierie de notre filière en s'interrogeant sur la formation continue et initiale - en particulier à l'égard étudiants issus de la filière espagnole.

Qualité technique, scientifique et pédagogique de la formation initiale, mais également de la formation continue. Respect déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Ce sont les piliers qui définissent notre engagement envers vous et la profession avec, pour ultime finalité, la satisfaction et la bonne prise en charge de nos patients, et ce, dans les meilleures conditions possibles.

La création d'un ordre professionnel est aujourd'hui une vraie opportunité d'inscrire plus encore l'audioprothèse dans le cadre plus vaste d'acteur légitime au service d'enjeux de santé publique majeurs, et d'autant plus, dans un contexte de vieillissement de la population française.

Notre profession est aujourd'hui à l'aube d'un tournant majeur. Gageons que tout le travail collectif réalisé jusqu'ici pour la concrétisation de ce projet trouve rapidement une issue favorable par l'obtention d'un créneau parlementaire permettant le vote de cette proposition de loi !

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

Matthieu DEL RIO

AUDIOPROTHÉSISTES

Vous êtes à l'écoute de nouvelles opportunités ?



Rejoignez AuditionSanté !

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 le «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 de solutions auditives la plus complète du marché.

Envie de nous rejoindre ?

Contactez : **Inès Coste - HR Business Partner**

Mail : recrutement@auditionsante.fr

Tél. : **07 50 66 52 49**



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



NOTRE PAGE LINKEDIN
www.fr.linkedin.com/company/auditionsante



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance

LES CAHIERS DE L'AUDITION

ÉDITORIAL

VOL 38
N°3 - 2025



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

Quelques défis actuels du monde de la santé se trouvent invités au sommaire du présent numéro : la prise en charge plus efficace, la collecte de données plus performante, des résultats plus naturels de l'appareillage, et pour finir, mieux vieillir, ou en tout cas avec la certitude que notre prise en charge, nécessaire le moment venu, va progresser... ceci avec une démographie des personnels de santé en plein recul.

Le compte-rendu de mémoire préparé par Jules Casasola aborde la place de la téléaudiologie, dans le cadre spécifique de l'audioprothèse responsable. Il part d'un constat sans appel, celui des déserts médicaux et de l'obstacle d'accessibilité à une prise en charge, dès le repérage d'une difficulté jusqu'à la nécessaire surveillance d'un résultat audioprothétique. Il ne s'agit pas de relâcher les règles qui permettent de garantir la qualité des soins, la fiabilité des mesures, et l'auteur insiste à juste titre sur la construction de protocoles encadrants avec une place pivot de professionnels de l'audition.

Cette problématique met aussi en exergue une exigence connexe, inhérente au besoin de collecter plus de données, besoin né des extensions récentes de l'audiologie, médicale avec de plus en plus d'approches des mécanismes pathologiques impliqués, qui débouchent sur de possibles thérapies, et technique avec l'amélioration qui s'accélère des méthodes de traitement sonore. Elle rejoint celle exprimée par l'un

des derniers articles de ce numéro, signé par Aissetou Sylla avec la supervision d'Arnaud Coez. Il s'agit là de tirer parti du plus de données significatives possibles collectées lors de contrôles d'audiométrie vocale. La voix des patients a été enregistrée, et leurs temps de réaction calculés, le tout grâce à des modèles basés sur l'intelligence artificielle. L'étude des paramètres acoustiques de la voix qui semble la plus originale oriente vers des différences entre sujets contrôles et malentendants sans appareils.

Télémédecine, auto-évaluations, avec l'impératif de ne pas prendre du temps supplémentaire ni aux patients ni aux professionnels, peuvent nous éclairer sur certains aspects audiolgiques. On pense à d'autres domaines : aux montres connectées qui enregistrent les électrocardiogrammes des sujets pendant leur séance de sport ou aux capteurs intégrés dans des embouts d'oreille, qui une fois reliés au smartphone du sujet, fournissent des données potentiellement précieuses sur leurs capacités physiques et cognitives... l'homme augmenté !

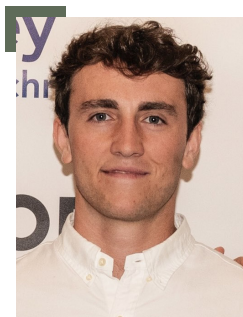
Les outils de gestion de l'appareillage présentés par Stéphane Laurent, puis par Gaétan Lemoine se rejoignent dans leur souci d'éclairer une prise de décision : un changement de réglage basé sur l'audibilité "utile" pour le premier, un essai comparatif qui guide le patient pour le deuxième, et dans les deux cas, un protocole "rapide, rigoureux et répétable". Voilà une règle des 3R qui devrait aussi servir aux travaux décrits plus haut.

**QUELQUES DÉFIS ACTUELS
DU MONDE DE LA SANTÉ
SE TROUVENT INVITÉS AU
SOMMAIRE DU PRÉSENT
NUMÉRO : LA PRISE EN CHARGE
PLUS EFFICACE, LA COLLECTE DE
DONNÉES PLUS PERFORMANTE,
DES RÉSULTATS PLUS NATURELS
DE L'APPAREILLAGE, ET POUR
FINIR, MIEUX VIEILLIR...**

Fabien Seldran retrace par quelles étapes récentes l'implant cochléaire surmonte petit à petit les critiques quant aux sensations qu'il recrée en se rapprochant de l'audition naturelle. Le soin porté à ajuster les cadences de stimulation puis à assurer un meilleur alignement tonotopique des électrodes a mis en exergue l'importance d'individualiser la chirurgie désormais mini-invasive, robotisée et guidée, le modèle d'électrodes et les réglages. Ici encore, plus de données et moins de recettes toutes faites changent le travail du praticien.

Tout ceci s'intègre dans la panoplie dont le gériatre a besoin pour mettre en œuvre le programme "ICope" de l'OMS cher à Arach Madjlessi. Certes pour le présent numéro, il ne s'agit "que" d'audition dans une problématique plus large, mais on sait désormais la place d'une audition optimisée dans la minimisation de l'impact du vieillissement : mieux entendre pour mieux faire face.

JULES
CASASOLA



AUDIOPROTHÉSISTE D.E.
JCASA33@HOTMAIL.FR

AMÉLIORATION DE LA PRISE EN CHARGE DES PERSONNES MALENTENDANTES : ÉVALUATION DES AVANTAGES ET DES DÉFIS DE LA TÉLÉAUDIOLOGIE ET TÉLÉMÉDECINE AU SERVICE DE L'AUDIOPROTHÈSE RESPONSABLE

Depuis plusieurs décennies, la prise en charge des troubles auditifs repose sur un modèle traditionnel où la relation directe entre l'audioprothésiste et le patient constitue le socle fondamental du parcours de soin. Ce modèle, qui repose sur une interaction humaine personnalisée et des tests audiométriques normés, a permis d'obtenir des résultats probants en matière de qualité d'appareillage et de satisfaction des patients. Toutefois, malgré ces avancées, des freins importants subsistent et limitent l'accessibilité aux soins auditifs pour de nombreux individus. Parmi ces obstacles figurent la répartition inégale des professionnels de santé sur le territoire et les contraintes de déplacement.

En parallèle, l'évolution rapide des technologies de communication et l'essor de la télésanté ont permis de transformer significativement plusieurs domaines médicaux. Ces avancées offrent de nouvelles opportunités pour répondre aux enjeux d'accessibilité et d'efficacité dans les soins de santé. Dans ce contexte, la téléaudiologie apparaît comme une application prometteuse et spécifique à l'audioprothèse.

Cependant, il est crucial de souligner que la téléaudiologie ne prétend pas révolutionner la prise en charge audioprothétique actuelle. Au contraire, elle vise à s'inscrire en complément de celle-ci, en explorant des solutions pragmatiques pour améliorer qualitativement l'expérience des patients. Cette approche est particulièrement pertinente pour les populations géographiquement éloignées, les personnes à mobilité réduite ou celles pour qui les contraintes temporelles et financières représentent des obstacles majeurs à une prise en charge en présentiel.

La téléaudiologie repose sur des outils technologiques innovants, mais son intégration soulève des questions essentielles : quelle est la fiabilité clinique de ces dispositifs ? Dans quelle mesure les patients acceptent-ils ces solutions ? Quels sont les cadres réglementaires nécessaires pour garantir leur utilisation sécurisée et éthique ? Les réponses à ces questions sont fondamentales pour évaluer si cette pratique peut réellement enrichir la prise en charge des malentendants sans compromettre les standards cliniques actuels.

Ce travail s'inscrit dans une perspective analytique, en se basant sur les résultats d'études récentes pour examiner les potentialités de la téléaudiologie. L'objectif principal n'est pas de bouleverser les pratiques actuelles, mais d'explorer comment, au sens large, cette approche pourrait contribuer à améliorer qualitativement la prise en charge audioprothétique. En examinant ses apports, ses limites et ses perspectives, ce mémoire offre une vision nuancée et la plus réaliste de l'intégration de la téléaudiologie dans le parcours de soin des malentendants.

MÉTHODOLOGIE

La téléaudiologie et la télé médecine ont émergé comme des concepts complémentaires dans le domaine des soins auditifs avec l'avènement des technologies numériques dans les prothèses auditives, documenté pour la première fois en 2006. À cette époque, les premières études, comme celles menées par l'University of Pittsburgh Medical Center pour l'US Army, exploraient la

faisabilité des ajustements à distance des implants cochléaires pour améliorer l'accès aux soins dans les régions isolées. Bien qu'à l'état de projection, ces travaux ont marqué le point de départ d'une littérature en plein développement.

La revue de littérature réalisée pour ce mémoire s'appuie sur une sélection rigoureuse d'études pertinentes. Une première équation de recherche ((teleaudiology AND hearing aids) AND hearing

MOTS CLÉS

*Teleaudiology,
telemedicine,
hearing loss,
hearing aids et
nursing home*

loss) AND nursing home NOT cochlear implant, focalisée sur les populations en établissements spécialisés, n'a permis d'identifier qu'un seul article pertinent via Babord, une base regroupant PubMed, Google Scholar et Scopus.

Pour élargir la portée de la recherche, l'équation a été ajustée en retirant la mention des établissements spécialisés, ce qui a permis de recenser 21 articles supplémentaires libres d'accès. Au total, 28 publications ont été sélectionnées, incluant des sources académiques, gouvernementales et professionnelles, afin d'explorer l'impact et les défis de la téléaudiologie pour des populations rencontrant des obstacles géographiques ou médicaux à l'accès aux soins.

L'analyse s'est concentrée sur les études évaluant l'efficacité clinique et organisationnelle des dispositifs de téléaudiologie, tout en examinant leurs limites, notamment en termes d'acceptabilité par les patients et de conformité aux normes réglementaires. Cette approche systématique visait à répondre à la question centrale : dans quelle mesure la téléaudiologie peut-elle améliorer l'accessibilité et la qualité des services audioprothétiques ?

En adoptant cette méthodologie, ce mémoire propose une base analytique robuste pour examiner les apports et les limites de la téléaudiologie, tout en tenant compte des contraintes liées aux cadres réglementaires et aux besoins spécifiques des populations malentendantes.

ÉTAT DES LIEUX DE LA TÉLÉAUDIOLOGIE

La prise en charge traditionnelle en audioprothèse repose sur un cadre normatif rigoureux et des protocoles bien établis, garantissant la qualité des soins et la satisfaction des patients. En France, ce modèle s'appuie sur une collaboration étroite entre le patient, le médecin ORL et l'audioprothésiste, chaque étape, de l'évaluation initiale à

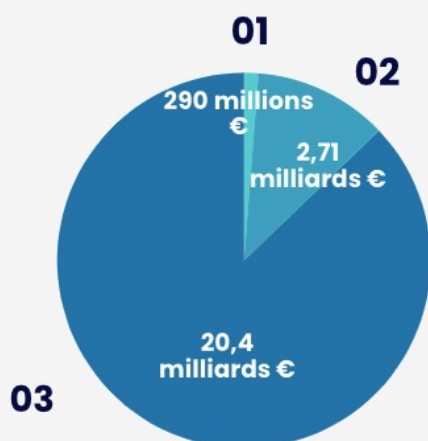
l'appareillage et au suivi prothétique, étant réalisée en présentiel dans des infrastructures conformes aux normes ISO. Ce modèle, bien que performant, rencontre néanmoins des limites, en particulier dans l'accès aux soins pour certaines populations. Ces défis sont amplifiés dans un contexte où environ 6 millions de personnes, soit environ 10 % de la population, sont touchées par un déficit auditif (Les Cahiers de L'Audition 2016 N° 5 | Collège National D'Audioprothèse, 2016). Ces chiffres, rapportés dans une étude réalisée en 2016, reflètent les données disponibles pour l'année 2014.

Les disparités géographiques et les coûts liés aux déplacements, bien que moins présentes en France comparé à d'autres pays, renforcent malgré tout ces inégalités, notamment pour les populations rurales. La téléaudiologie, en tant qu'application spécifique de la télésanté, se positionne comme une solution complémentaire prometteuse. En connectant les patients et les professionnels de santé à distance, elle permet de réduire les frais de déplacement, d'améliorer l'accessibilité et d'offrir une flexibilité accrue dans le suivi des patients, tout en renforçant leur autonomie grâce à des outils numériques. De plus, elle pourrait également jouer un rôle clé dans l'amélioration des politiques de dépistage auditif, notamment en facilitant leur mise en place à moindre coût.

L'un des principaux obstacles au déploiement de la téléaudiologie en France réside dans le cadre réglementaire. Les actes d'audioprothèse, comme l'appareillage initial et les réglages, doivent être réalisés par un audioprothésiste diplômé dans un environnement contrôlé. Bien que cette exigence garantisse la sécurité et la précision des

CE MÉMOIRE PROPOSE UNE BASE ANALYTIQUE ROBUSTE POUR EXAMINER LES APPORTS ET LES LIMITES DE LA TÉLÉAUDIOLOGIE, TOUT EN TENANT COMPTE DES CONTRAINTES LIÉES AUX CADRES RÉGLEMENTAIRES ET AUX BESOINS SPÉCIFIQUES DES POPULATIONS MALENTENDANTES.

diagramme circulaire reprenant la répartition en euro, les coûts associés au déficit auditif en France en 2014



1. Coûts Directs Sanitaires et Médico-sociaux

1.2%

2. Coûts Indirects (perte de productivité, impact sur la carrière professionnelle, etc.)

11.6%

3. Coûts Intangibles (dégradation de la qualité de vie, isolement social, etc.)

87.2%

Source : Hartmann, L., & De Kerguiziau de Kervasdoué, J. (2016, 16 mars). Impact économique du déficit auditif en France et dans les pays développés. <https://hal.science/hal-02109477>

interventions, elle limite la flexibilité nécessaire pour exploiter pleinement les outils numériques. Ces contraintes sont d'autant plus problématiques lorsque l'on considère le coût sociétal du non-appareillage, estimé à 23,4 milliards d'euros pour l'année 2014. Ce montant inclut des pertes de qualité de vie (QALYs perdus), des surcoûts de santé liée à des complications indirectes (chutes, déclin cognitif, troubles mentaux) et des impacts économiques tels que la réduction de la productivité et une dépendance accrue des personnes âgées (Hartmann & De Kerguziau de Kervasdoué, 2016).

Malgré cela, la France se distingue par une observance relativement élevée des aides auditives. Seuls 10 % des patients équipés déclarent ne pas porter leurs appareils régulièrement, un chiffre nettement inférieur à celui observé dans des pays où l'appareillage est gratuit, mais où le suivi est souvent insuffisant. Ce contraste met en lumière l'importance d'un accompagnement personnalisé pour garantir l'efficacité des dispositifs (Les Cahiers de L'Audition 2016 N° 5 | Collège National D'Audioprothèse, 2016).

Sur le plan de la santé publique, le dépistage précoce constitue une priorité pour réduire les impacts négatifs du déficit auditif. En identifiant rapidement les troubles, notamment chez les personnes en fin de vie active, il est possible de prévenir des complications graves telles que l'isolement social ou le déclin cognitif. Une proposition simple et pragmatique, citée dans Les Cahiers de L'Audition (2016), consisterait à intégrer un dépistage systématique au sein des consultations de médecine générale à l'aide d'un questionnaire adapté. Grâce à la téléaudiologie, ce dépistage pourrait être réalisé à distance, limitant ainsi les coûts logistiques et facilitant une mise en œuvre à grande échelle.

Cependant, la réussite de la téléaudiologie repose sur des infrastructures numériques robustes, qui ne sont actuellement pas uniformément disponibles sur l'ensemble du territoire français. Cette fracture numérique exacerbe les inégalités d'accès aux soins, en particulier dans les zones rurales. De plus, l'acceptabilité des technologies par les patients varie selon leur familiarité avec les outils numériques. Les personnes âgées, souvent les premières concernées par le déficit auditif, nécessitent un accompagnement renforcé pour surmonter cette barrière. La formation des professionnels et la sensibilisation des patients deviennent alors des impératifs pour maximiser l'adhésion et l'efficacité des dispositifs.

Par ailleurs, la protection des données personnelles et la conformité au Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD) représentent un enjeu crucial. Les interactions à distance impliquent la transmission de données sensibles, nécessitant des investissements dans des systèmes sécurisés et des protocoles rigoureux pour garantir la confidentialité et la confiance des utilisateurs.

Cependant, malgré ces défis, plusieurs études internationales soulignent les bénéfices de la téléaudiologie. Par exemple, des programmes expérimentaux menés en Alaska et en Australie ont montré une amélioration significative de l'accès aux soins dans des zones reculées, tout en maintenant une qualité comparable à celle des consultations en présentiel. En France, équiper la population non appareillée nécessiterait un investissement de 1,5 milliard d'euros, mais permettrait d'éviter 1,7 milliard d'euros de dépenses liées aux complications du non-appareillage. Ces chiffres, eux aussi rapportés pour l'année 2014, illustrent l'impact économique et social positif d'une prise en charge plus proactive et inclusive (Les Cahiers de L'Audition 2016 N° 5 | Collège National D'Audioprothèse, 2016).

Schéma personnel
inspiré du travail Scala, B.
(2020, 5 mai).



Ces constats posent les bases pour une analyse approfondie des résultats concrets issus de la téléaudiologie. Il est essentiel de s'intéresser aux données qualitatives et quantitatives qui en découlent, afin de mieux comprendre l'impact de ces pratiques sur l'expérience des patients et sur la qualité des soins. L'examen de scénarios typiques et de cas concrets permettra d'illustrer les bénéfices potentiels de cette approche, tout en identifiant ses limites. C'est à travers cette exploration des résultats que nous pourrions évaluer comment la téléaudiologie peut enrichir la prise en charge audioprothétique.

RÉSULTATS : EXPLORATION CRITIQUE DES PERFORMANCES ET DES IMPLICATIONS DE LA TÉLÉAUDIOLOGIE

Les études comparant la téléaudiologie à la prise en charge classique en audioprothèse mettent en lumière des performances globalement similaires, à condition que les consultations à distance soient réalisées dans des conditions techniques adaptées. L'évaluation de ces performances repose sur des outils standardisés tels que le Hearing In Noise Test (HINT), le Digits in Noise (DIN) et les mesures

de gain d'insertion réelle (REIG). Ces résultats, bien que prometteurs, nécessitent une interprétation nuancée, tenant compte des contraintes techniques, réglementaires et cliniques.

ANALYSE QUANTITATIVE : VALIDATION DES PERFORMANCES DES TESTS DIN ET REIG

Les mesures quantitatives issues des tests HINT et DIN confirment la fiabilité des consultations à distance pour évaluer et détecter les pertes auditives. En particulier, le test DIN, dans sa version antiphasique française, a démontré une forte corrélation avec l'audiométrie tonale pure (PTA), avec un coefficient de corrélation de $r = 0,82$. Les résultats mettent en avant une sensibilité de 0,92 et une spécificité de 0,86 pour un PTA supérieur à 20 dB HL, et des performances encore meilleures pour les pertes auditives modérées à sévères (PTA > 40 dB HL), avec une sensibilité de 0,99 et une spécificité de 0,83 (Ceccato et al., 2021b).

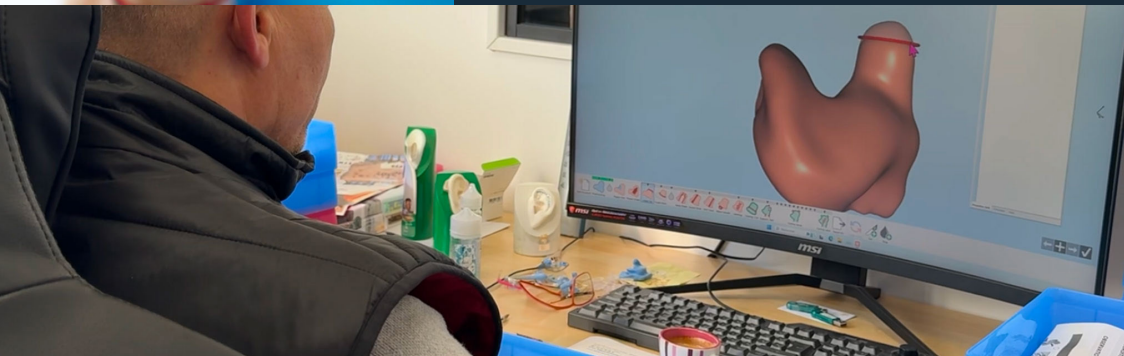
Il est essentiel de rappeler que dans cette étude, la sensibilité et la spécificité sont des indicateurs clés de la fiabilité d'un test diagnostique. La sensibilité reflète la capacité du test à détecter correctement



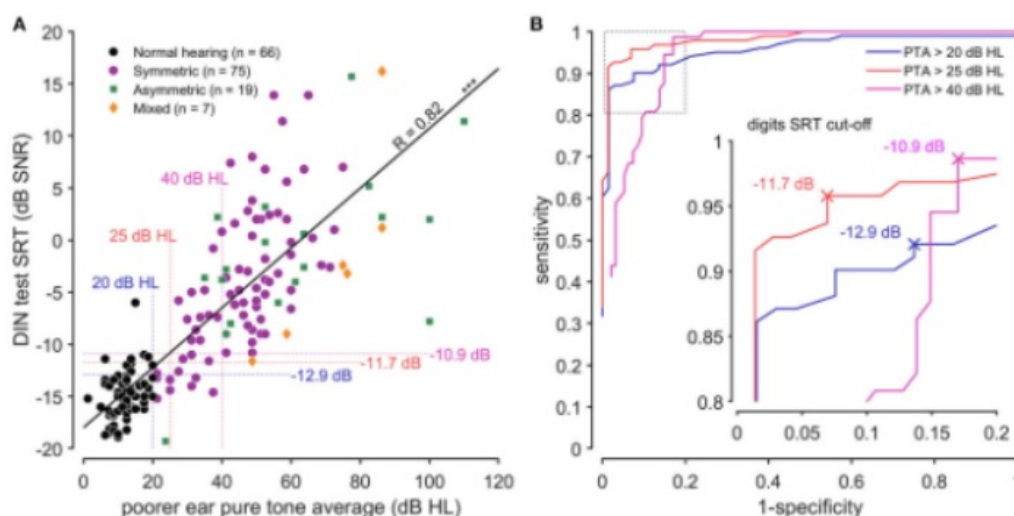
— AU SERVICE DES AUDIOPROTHÉSISTES — **Fabrication d'embouts et de protections auditives sur mesure**

— DE PÈRE EN FILS DEPUIS 1945 —

Depuis 3 générations, la famille LEGRAND a su mettre son savoir-faire, sa passion et sa rigueur de travail au service de la protection de l'audition. Toujours soucieux des nouvelles technologies, notre Laboratoire est équipé des dernières innovations du marché afin de fabriquer 100% de sa production en numérisation 3d. Toujours soucieux des dernières Normes, notre Laboratoire a acquis en 2021 la Norme 2017/745 sur les dispositifs médicaux.



Source :
Ceccato et al., 2021b



une perte auditive lorsqu'elle est présente, tandis que la spécificité mesure sa capacité à exclure les individus ne présentant pas cette condition. Ces paramètres renforcent la pertinence du test DIN comme outil diagnostique dans des contextes de téléconsultation.

Les études sur les mesures REIG, telles que celles de Campos et Ferrari (2012), approfondissent davantage ces résultats. Ces travaux ont impliqué 50 participants répartis en deux groupes : un groupe contrôle bénéficiant d'une prise en charge classique et un groupe expérimental suivi en téléconsultation synchronisée. Pour le groupe à distance, les ajustements des appareils auditifs ont été réalisés via une interface HI-Pro, avec des instructions données en temps réel par un audioprothésiste distant. Les étapes comprenaient la programmation initiale selon la règle NAL-NL1, suivie de mesures REIG pour des signaux d'entrée de 50, 65 et 80 dB SPL.

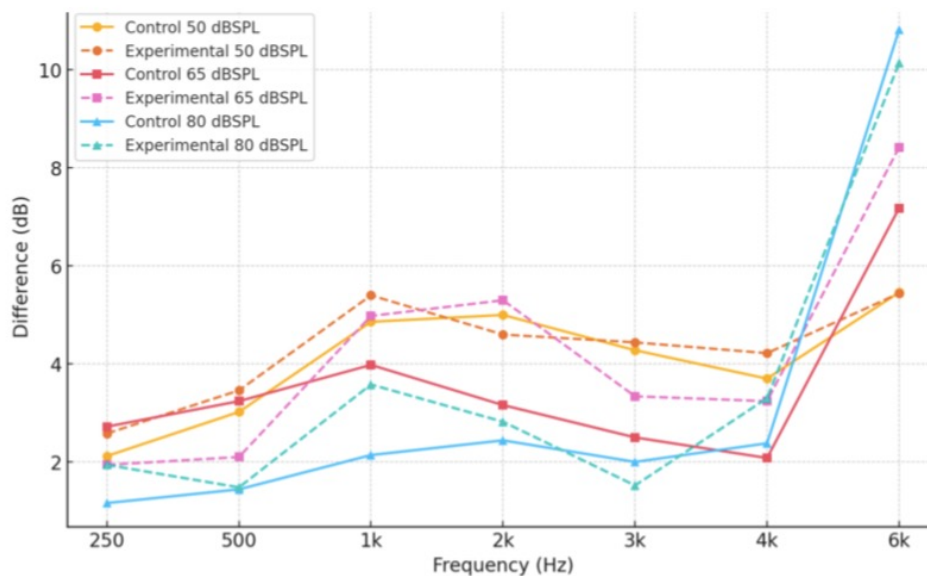
Les résultats ont révélé des écarts minimes entre les cibles NAL-NL1 et les REIG mesurés, avec des différences statistiquement significatives à

Tabela 3. Diferenças entre o *target* e o REIG entre o grupo experimental (n=50 orelhas) e controle (n=50 orelhas)

Intensidade (dBNPS)		Frequência (Hz)						
		250	500	1k	2k	3k	4k	6k
50	C	2,12±2,5	3,02±2,6	4,86±2,8	5,00±3,6	4,28±3,8	3,70±2,6	5,46±3,2
	E	2,58±3,0	3,46±2,9	5,40±2,6	4,60±3,1	4,44±3,1	4,22±3,2	5,44±3,5
	Valor de p	0,41	0,43	0,32	0,55	0,81	0,37	0,98
65	C	2,72±2,7	3,24±3,1	3,98±3,4	3,16±3,4	2,50±3,3	2,08±2,4	7,18±4,4
	E	1,94±2,3	2,10±2,4	4,98±3,3	5,30±4,1	3,34±2,8	3,24±3,1	8,42±4,2
	Valor de p	0,13	0,04*	0,14	0,00*	0,18	0,04*	0,15
80	C	1,16±1,6	1,44±1,7	2,14±2,2	2,44±2,7	2,00±2,0	2,38±2,1	10,82±4,0
	E	1,94±1,8	1,48±1,5	3,58±2,6	2,82±2,7	1,52±1,7	3,30±2,9	10,14±4,3
	Valor de p	0,02*	0,90	0,00*	0,49	0,19	0,07	0,41

* Valores significativos (p<0,05) – Teste t de Student

Legenda: C = controle; E = experimental; DP = desvio-padrão; REIG = ganho de inserção



Source : Campos & Ferrari, 2012c)

certaines fréquences clés comme 500 Hz et 2 kHz. Toutefois, ces écarts restent cliniquement négligeables, étant inférieurs à la variabilité test-retest habituelle des mesures REIG. De plus, les hautes fréquences (>5 kHz) ont montré des limitations en termes de réponse des appareils auditifs, souvent influencées par le positionnement de la sonde ou les mouvements du participant. Ces données soulignent la capacité de la téléconsultation à reproduire efficacement les normes cliniques des consultations en présentiel, à condition que les procédures soient bien encadrées.

L'analyse des temps de procédure met également en lumière certaines différences entre les deux modalités. La téléconsultation a nécessité davantage de temps pour la programmation des appareils ($20,6 \pm 3,7$ minutes contre $17,1 \pm 4,3$ minutes pour les consultations classiques). Cette augmentation est attribuée au besoin d'instruire le facilitateur local sur les étapes à réaliser. Un autre aspect important à considérer est l'évaluation des performances auditives via le Hearing In Noise Test (HINT). Ce test, réalisé à la fin des consultations pour les deux groupes, a mesuré les scores de reconnaissance de la parole dans le bruit. Les résultats montrent que les performances des deux groupes étaient comparables ($p > 0,05$), indiquant que la téléconsultation n'impacte pas négativement les capacités auditives mesurées, que ce soit en environnement silencieux ou bruyant.

Enfin, il convient de mentionner les défis techniques rencontrés dans le groupe expérimental. Sur les 50 consultations à distance, 18 ont été marquées par des problèmes techniques, tels qu'une absence d'image ou des interruptions de la transmission audio et vidéo. Ces problèmes, bien que présents, ont été résolus rapidement et n'ont pas influencé les résultats finaux. Cela souligne l'importance d'une infrastructure numérique fiable pour garantir le bon déroulement des consultations.

En conclusion, les performances des tests DIN et REIG, ainsi que les résultats des HINT, renforcent l'idée que la téléaudiologie peut représenter une alternative crédible à la prise en charge classique, à condition que les cadres techniques et organisationnels soient rigoureusement respectés. Ces données mettent en avant la capacité de la téléconsultation à offrir des soins audioprothétiques de haute qualité, tout en répondant aux besoins d'accessibilité croissants.

ANALYSE QUALITATIVE : SATISFACTION DES PATIENTS ET LIMITES PERÇUES

Les données qualitatives, issues de questionnaires de satisfaction et d'entretiens, mettent en lumière une acceptation croissante de la téléaudiologie, particulièrement en raison de la réduction des déplacements et de la flexibilité des consultations. Les patients vivant en zones rurales ou ayant une mobilité réduite rapportent une amélioration significative de leur qualité de vie. Par exemple, l'application Höra, ayant permis la réalisation de

près de 20 000 tests DIN, illustre une adoption large et une satisfaction élevée parmi les utilisateurs (Ceccato et al., 2021b).

Une étude récente, intitulée "Close to My Community" et "Community Health Workers as Patient-Site Facilitators in Adult Hearing Aid Services via Synchronous Teleaudiology" (Coco et al., 2024c), a approfondi cet aspect en évaluant l'impact d'un soutien communautaire adapté culturellement dans la téléaudiologie. Cette étude a impliqué 28 participants hispaniques aux États-Unis, répartis en deux groupes de 14. Le premier groupe, assisté par des Community Health Workers (CHW) issus de la communauté des participants, a bénéficié d'un soutien personnalisé et adapté culturellement, tandis que le second groupe témoin était assisté par des facilitateurs non-CHW.

**LES PERFORMANCES DES
TESTS DIN ET REIG, AINSI QUE
LES RÉSULTATS DES HINT,
RENFORCENT L'IDÉE QUE
LA TÉLÉAUDIOLOGIE PEUT
REPRÉSENTER UNE ALTERNATIVE
CRÉDIBLE À LA PRISE EN CHARGE
CLASSIQUE**



Source : Coco et al., 2022

Les résultats ont montré une amélioration significative dans le groupe CHW, avec des scores SESMQ-H (gestion auditive) et SESMQ-C (confiance en communication) supérieurs à ceux du groupe témoin. Ces résultats traduisent une meilleure adaptation et une utilisation plus efficace des appareils auditifs pour les participants bénéficiant d'un soutien culturellement pertinent. En outre, ces participants ont rapporté un sentiment de soutien accru, une meilleure compréhension des instructions, et un engagement plus fort dans leur prise en charge.

Cependant, l'étude présente certaines limites : la taille de l'échantillon (28 participants) et la durée limitée du suivi (17 semaines) réduisent la portée des conclusions. De plus, le contexte législatif américain, où les audioprothésistes peuvent déléguer certaines tâches, n'est pas directement transposable en France. En effet, les normes strictes en vigueur en France, comme l'ISO 8253-1:2010, et l'interdiction de déléguer des actes audioprothétiques représentent des obstacles significatifs pour une mise en œuvre similaire.

Ces limites soulignent l'importance d'adapter ces approches aux cadres réglementaires locaux. Cette étude met en lumière l'importance d'un soutien culturellement adapté dans la téléaudiologie pour surmonter les barrières linguistiques et culturelles. Des recherches plus approfondies, incluant des échantillons plus larges et des cadres réglementaires variés, seraient nécessaires pour valider ces résultats et explorer leur applicabilité dans des contextes spécifiques, comme celui de la France.

Par ailleurs, des limites significatives subsistent. Certains patients évoquent des inquiétudes concernant le manque de contact physique, particulièrement lors d'ajustements complexes nécessitant une précision accrue. De plus, la dépendance aux infrastructures numériques, parfois insuffisantes dans les zones rurales, constitue un frein majeur.

Le cadre juridique en France complique également la réalisation de certaines tâches à distance. Par exemple, les interventions nécessitant l'aide d'un non-audioprothésiste, comme la pose de sondes pour les mesures REIG ou l'inspection otologique, ne sont pas autorisées, limitant ainsi l'efficacité de ces consultations.

Les résultats obtenus mettent en évidence la faisabilité et la pertinence de la téléaudiologie comme complément à la prise en charge audioprothétique traditionnelle. Les performances des tests DIN et REIG, ainsi que les évaluations via le HINT, suggèrent que, sous des conditions techniques optimales, la téléconsultation peut reproduire les standards cliniques des consultations en présentiel. Toutefois, ces résultats doivent être interprétés avec prudence, notamment en raison des contraintes identifiées telles que la variabilité des infrastructures numériques, la nécessité d'une supervision technique locale et les restrictions réglementaires encadrant la profession d'audioprothésiste en France. L'acceptabilité par

les patients, bien que globalement positive, reste conditionnée par la possibilité de combiner la téléaudiologie avec des interactions en présentiel pour certaines procédures plus complexes. De plus, les adaptations culturelles et linguistiques démontrées par certaines études suggèrent que la réussite de cette approche dépend en grande partie du cadre organisationnel mis en place. Ainsi, si ces résultats valident en partie l'efficacité clinique et organisationnelle de la téléaudiologie, ils soulèvent également des questions essentielles qui nécessitent une analyse approfondie.

DISCUSSION

COMPARAISON AVEC LA TÉLÉMÉDECINE

L'analyse des résultats obtenus en téléaudiologie révèle des similitudes avec d'autres disciplines de la télémédecine, notamment la télécardiologie et la téléoncologie, qui ont démontré des bénéfices en termes d'accessibilité et de continuité des soins. Comme ces spécialités, la téléaudiologie réduit les déplacements et facilite le suivi des patients, ce qui constitue un atout majeur pour les populations isolées ou à mobilité réduite. Toutefois, contrairement à ces domaines où la surveillance repose sur des examens instrumentaux standardisés, l'audiologie implique des ajustements précis des aides auditives et une évaluation approfondie du conduit auditif, limitant ainsi la portée des consultations dématérialisées.

Un obstacle majeur à l'adoption généralisée de la téléaudiologie reste le manque de standardisation des protocoles. Contrairement à la téléophtalmologie, où des directives claires garantissent la qualité des examens, l'audiologie souffre d'une variabilité des pratiques et d'un encadrement réglementaire encore insuffisant. L'intégration efficace de ces technologies nécessiterait donc l'élaboration de normes précises, assurant une qualité de soins équivalente à celle des consultations en présentiel.

RÉFLEXION CRITIQUE

Si la téléaudiologie offre des perspectives intéressantes pour améliorer l'accessibilité aux soins auditifs, son efficacité clinique dépend de plusieurs facteurs. Les outils de dépistage, comme l'application Höra, permettent une première évaluation, mais leurs résultats restent influencés par des conditions variables et ne remplacent pas un diagnostic approfondi en centre. Cependant, leur généralisation dans les établissements pour personnes âgées pourrait contribuer à un dépistage plus précoce et réduire le délai moyen d'équipement auditif, encore estimé à environ quatre ans.

L'optimisation des consultations ORL via la télémédecine pourrait également améliorer l'accessibilité aux soins, notamment dans les zones où les délais d'attente sont longs. Toutefois, pour limiter les erreurs diagnostiques, il serait pertinent d'encadrer ces téléconsultations par un protocole précis, exigeant la présence d'un professionnel de l'audition lors de leur réalisation.

**LES RÉSULTATS OBTENUS
METTENT EN ÉVIDENCE LA
FAISABILITÉ ET LA PERTINENCE
DE LA TÉLÉAUDIOLOGIE COMME
COMPLÉMENT À LA PRISE EN
CHARGE AUDIOPROTHÉTIQUE
TRADITIONNELLE.**

Concernant le suivi des patients appareillés, la téléaudiologie représente une opportunité, mais son application doit être ciblée. Si les premiers rendez-vous nécessitent un passage en centre pour garantir une adaptation optimale, les ajustements d'appareils à distance peuvent offrir un gain de confort significatif aux patients en réduisant leurs déplacements. Les logiciels actuels permettent déjà d'affiner certains paramètres des aides auditives à distance, bien que ces réglages restent limités aux environnements sonores contrôlés. Une approche hybride, combinant consultations physiques et téléajustements selon les besoins, garantirait un suivi audioprothétique optimal.

Les aides auditives modernes offrent par ailleurs des possibilités d'optimisation du suivi grâce au data logging, qui permet d'analyser en continu les réglages effectués par l'utilisateur et d'anticiper ses besoins. Une analyse proactive de ces données par l'audioprothésiste permettrait d'identifier des ajustements nécessaires avant même que le patient ne ressente une gêne, améliorant ainsi la satisfaction et l'efficacité des appareillages.

Enfin, le développement de structures adaptées, telles que des salles polyvalentes dédiées aux tests auditifs à distance, pourrait offrir une

solution intermédiaire pour garantir un accès élargi aux soins audiolgiques, notamment dans les zones rurales et les départements d'outre-mer où la densité de professionnels est plus faible. Cependant, leur mise en œuvre nécessiterait une évolution du cadre réglementaire permettant à des personnels formés d'assister les patients sous la supervision d'un audioprothésiste distant.

PROJET PERSONNEL : UNE SALLE POLYVALENTE EN EHPAD, UNE APPROCHE UTOPIQUE POUR REPENSER L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE

Ce projet conceptuel vise à explorer comment une salle spécialisée en téléaudiologie au sein des établissements pour personnes âgées pourrait améliorer l'accessibilité aux soins auditifs, tout en identifiant les défis et solutions possibles à sa mise en œuvre.

L'idée repose sur la création d'un espace acoustiquement optimisé respectant les normes ISO, permettant d'effectuer des suivis auditifs de qualité sans nécessiter le déplacement des résidents vers un centre auditif. Une telle salle offrirait plusieurs avantages : suivi du patient dans



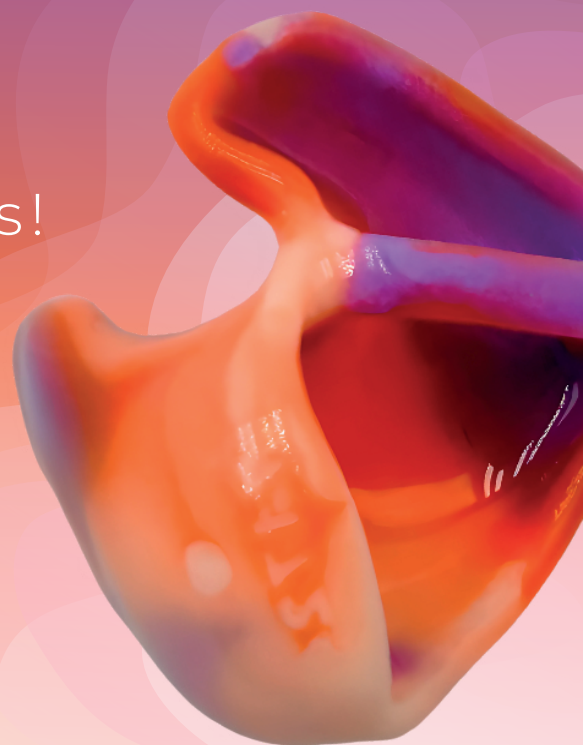
Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

Obturateurs "Quiet Night"

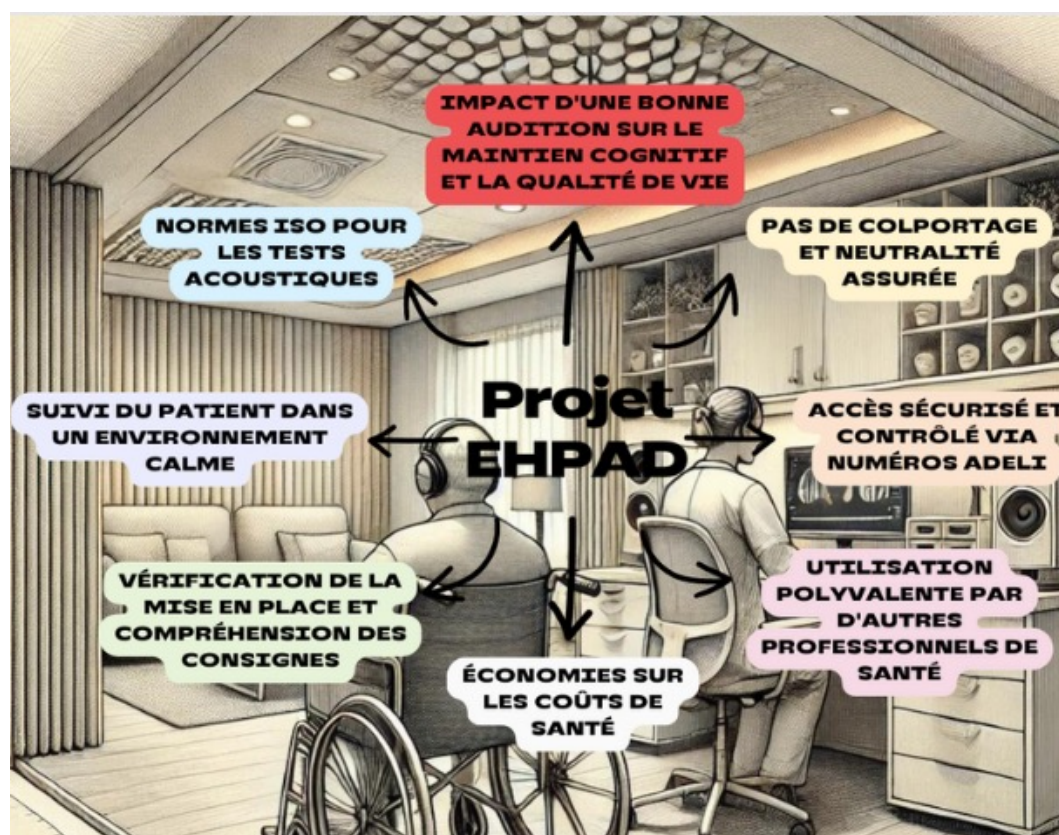
Personnalisés au goût de vos patients !

LE GROUPE OLBINSKI RÉINVENTE LE CONFORT AVEC DES
OBTURATEURS SUR MESURE ET UNE POIGNÉE SOUPLE,
IDÉALE POUR LES DORMEURS SUR LE CÔTÉ.

OFFREZ À VOS PATIENTS DES NUITS SANS INCONFORT !



Espace Auditif
Polyvalent : Améliorer
la prise en charge
des résidents en
établissement pour
personnes âgées.
(Création personnel)



L'ANALYSE MENÉE A DÉMONTRÉ QUE LA TÉLÉAUDIOLOGIE REPRÉSENTE UNE AVANCÉE SIGNIFICATIVE EN MATIÈRE D'ACCESSIBILITÉ, NOTAMMENT POUR LES POPULATIONS ÉLOIGNÉES DES CENTRES DE SOINS OU À MOBILITÉ RÉDUITE.

un environnement calme, vérification de la mise en place des appareils auditifs et compréhension des consignes, tout en garantissant un cadre neutre sans colportage commercial. L'accès aux équipements serait sécurisé via les numéros Adeli des professionnels de santé, assurant traçabilité et encadrement réglementaire.

Au-delà des soins auditifs, cette salle pourrait être utilisée par d'autres professionnels de santé nécessitant un environnement acoustique maîtrisé. Cette polyvalence maximiserait son utilité et justifierait un investissement partagé entre différents acteurs médico-sociaux. De plus, en facilitant le suivi des patients et en réduisant les déplacements médicaux, ce projet pourrait générer des économies substantielles sur les coûts de santé, tout en contribuant au maintien cognitif des résidents, un facteur clé pour leur qualité de vie.

Cette salle pourrait également être mise à disposition des résidents autonomes et à l'aise avec l'informatique, une pratique déjà existante dans certaines résidences pour seniors. À mesure que les générations futures seront plus

familiarisées avec les outils numériques, ceux qui le souhaitent pourraient ainsi réaliser un rendez-vous avec leur audioprothésiste à distance, sans nécessiter la présence d'un aidant ou d'un professionnel en présentiel. Cette approche renforcerait l'indépendance des patients tout en optimisant l'organisation des soins auditifs.

Toutefois, la mise en œuvre d'un tel projet soulève plusieurs défis, notamment en matière de financement, formation du personnel aidant et adaptation du cadre réglementaire, qui, en France, ne permet pas la délégation de certains actes audioprothétiques. Parmi les solutions envisageables figurent la mise en place de formations spécifiques pour les aidants, l'intégration de ces salles dans des initiatives de santé publique, et la recherche de financements via des partenariats institutionnels.

L'objectif final de cette réflexion est de démontrer, à travers cette approche expérimentale, quels pourraient être les bénéfices réels d'une telle salle et quelles adaptations seraient nécessaires pour transformer cette vision en un projet viable.

CONCLUSION

Pour conclure ce mémoire, il est essentiel de revenir sur la question centrale : Dans quelle mesure la téléaudiologie et la télé médecine

peuvent-elles améliorer l'accessibilité et la qualité des services d'audioprothèse pour les personnes malentendantes ? L'analyse menée a démontré que la téléaudiologie représente une avancée significative en matière d'accessibilité, notamment pour les populations éloignées des centres de soins ou à mobilité réduite. En réduisant les contraintes de déplacement et en facilitant le suivi, elle apporte une solution pertinente aux défis actuels de la prise en charge audioprothétique.

Cependant, cette étude a également mis en lumière les limites et les défis liés à son intégration. La qualité des ajustements, l'importance du contact humain et la nécessité d'un cadre technique et réglementaire rigoureux restent des préoccupations majeures. Si la téléaudiologie améliore l'accès aux soins, elle ne saurait remplacer les consultations en présentiel, indispensables pour les ajustements initiaux des appareils auditifs et les évaluations détaillées nécessitant une expertise clinique directe. Les pratiques asynchrones, où l'absence d'interaction en temps réel limite l'efficacité et la satisfaction des patients, illustrent bien ces contraintes.

L'un des principaux enseignements de ce travail est que la téléaudiologie doit être perçue comme un outil complémentaire, et non comme une révolution du parcours de soin. Son succès repose sur des infrastructures numériques fiables, des

protocoles standardisés et une formation continue des professionnels pour garantir l'efficacité et la sécurité des prises en charge. L'intégration de ces technologies pourrait également s'étendre à des contextes spécifiques, comme les missions humanitaires, où elles offriraient une solution pour assurer un suivi post-appareillage, limitant ainsi les déplacements, les coûts logistiques et l'impact écologique.

Pour l'avenir, il semble essentiel de poursuivre les recherches sur l'impact clinique et organisationnel de la téléaudiologie, d'affiner les protocoles d'utilisation et d'explorer des modèles hybrides combinant les avantages du numérique et la nécessité du présentiel. L'approche hybride apparaît comme la plus prometteuse, permettant d'optimiser les soins en tirant parti des atouts de la télémedecine tout en préservant les bénéfices des consultations physiques.

En somme, bien que la téléaudiologie ouvre des perspectives intéressantes pour renforcer l'accessibilité et le suivi audioprothétique, son déploiement doit être progressif et encadré. La recherche, l'innovation et l'adaptation réglementaire seront des éléments clés pour permettre à ces outils d'atteindre leur plein potentiel sans compromettre les standards de qualité et de personnalisation des soins dont les patients malentendants ont besoin. ■



Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

STÉPHANE LAURENT



STÉPHANE LAURENT
AUDIOPROTHÉSISTE
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

SII, INTELLIGIBILITÉ ET GESTION DE LA SONORITÉ

Un cas clinique banal et sans intérêt autre que d'établir le lien entre un indice de prédiction de l'intelligibilité (le SII), l'intelligibilité réelle et l'utilisation en pratique de ces données pour faire un changement de réglage.

Le SII mesuré au tympan peut-il aider à faire un changement de réglage éclairé ?

QU'EST-CE QUE LE SII ?

Le SII (Speech Intelligibility Index) est un indice traduisant l'audibilité de la voix (l'énergie vocale qui émerge au-dessus des seuils d'audition) tout en pondérant les bandes de fréquence en fonction de leur contribution globale à l'intelligibilité (comme l'index d'articulation). Par exemple, si beaucoup d'énergie vocale est audible dans les graves, cela contribuera certes à une bonne sonie mais peu à une bonne compréhension ! Le SII c'est donc de l'audibilité utile en quelque sorte !

COMMENT LE MESURE-T-ON ?

On doit connaître l'énergie vocale audible pour un patient donné : on va donc analyser le spectre vocal au tympan et calculer par bande de fréquence ce qui émerge au-dessus des seuils. Puis pondérer le tout par le poids relatif de chaque bande de fréquence dans l'intelligibilité. Le signal vocal sera bien sûr l'ISTS dont on évaluera l'émergence au-dessus des seuils SPL au tympan par une simple mesure in vivo. Exemple pour un normo-entendant (**Figure 1**).

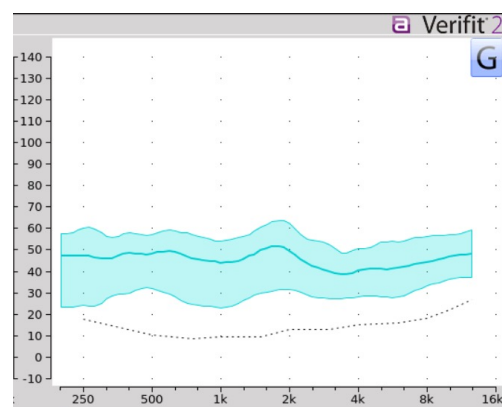


Figure 1. Spectre vocal au tympan d'un signal ISTS de 65 dB SPL. Le seuil d'audition normo-entendant est en pointillés en bas. La totalité du signal est audible donc le SII est de 100%. Toute la dynamique vocale est représentée par la zone bleue, la médiane étant en trait plein, celle que l'on utilise et « compare » aux cibles !

SII (%)	% Cor.	% Cor.	% Cor.
	Digits	IEEE Sentences	NU6 Words
0	0	0	0
5	30	4	4
10	80	9	8
15	96	13	11
20	98	19	19
25	99	43	27
30	100	60	36
35	100	74	45
40	100	89	56
45	100	94	63
50	100	96	70
55	100	98	76
60	100	99	81
70	100	99	87
80	100	100	93
90	100	100	96

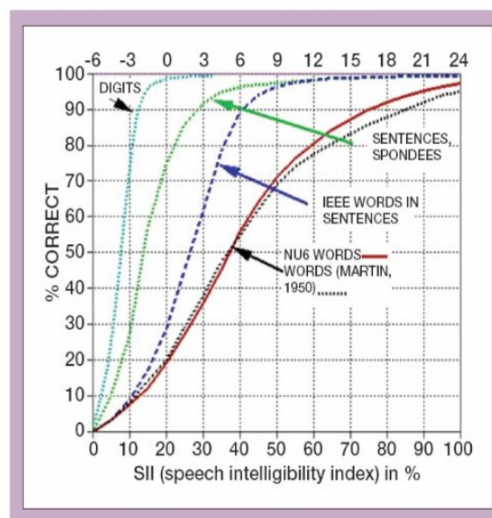


Figure 2.

When the selected target formula is DSL and the stimulus is a calibrated 55dB SPL or 65dB SPL (or 75dB SPL for adult targets) speech signal, an SII target range representing a lower and upper normative value range will be shown in the SII Audibar. This normative SII range is represented with two lines: the lower range line, and the upper range line. If the client's aided SII values fall within the two lines, then their hearing aid fitting is considered electroacoustically acceptable for his/her PTA. SII normative ranges are provided by the National Centre of Audiology (NCA), London, Ontario. Please refer to the UWO PedAMP Instruction Manual for further information about SII normative ranges.

QUELLE EST LA RELATION ENTRE LE SII MESURÉ AU TYMPAN ET L'INTELLIGIBILITÉ RÉELLE ?

La **figure 2** (ANSI S3.5 - 1997) montre la relation entre le SII et l'intelligibilité estimée pour différents matériaux vocaux. La courbe NU6 WORDS nous intéressera particulièrement lorsque nous ferons notre propre vocale en champ libre avec les listes cochléaires de Lafon ! On voit sur cette courbe que pour un normo-entendant un SII de 70% permet de comprendre quasiment 90% des mots.

COMMENT UTILISER LE SII MESURÉ PAR MIV AVEC SA VOCALE ?

Certes la prédiction d'intelligibilité par le SII ne dispense pas de faire une vraie vocale MAIS, c'est (à mon humble avis en tout cas !) intéressant de regarder comment l'audibilité vocale se transforme ou pas en intelligibilité. Donc de comparer l'intelligibilité prédite par le graphique (**Figure 2**) et l'intelligibilité réelle en champ libre avec appareil.

A UNE CONDITION...

Que l'énergie du signal vocal en champ libre soit comparable à celle de l'ISTS ayant servi à calculer le SII ! Promis je ne rentre pas dans les débats sur le calibrage de la vocale. J'ai honteusement simplifié la question en calibrant ma vocale en champ libre... sur l'in vivo qui évidemment est en SPL. Comment ?

- 1) Avec un micro (ou téléphone !) placé à l'emplacement du patient on enregistre l'ISTS à 65 dB SPL
- 2) Avec le même micro on enregistre la vocale en champ libre, avec les listes cochléaires de Lafon du CNA dans mon cas
- 3) On concatène l'enregistrement des listes mots (suppression des blancs) avec Audacity ou équivalent
- 4) On compare le RMS de l'enregistrement de l'ISTS et de la vocale
- 5) On modifie le calibrage de la vocale en conséquence, de sorte à obtenir la même énergie moyenne en vocale avec l'ISTS 65 dB SPL lorsque l'audiomètre affiche 65 dB

Ou on peut s'approcher en générant un bruit large bande avec l'audiomètre en champ libre et en regardant le SPL avec un sonomètre.

D'ailleurs, si votre audiomètre est calibré en HL pour la vocale il suffit de faire la même opération et observer le décalage. Par exemple, on peut obtenir un 50 dB HL qui correspondra à peu près aux 65 dB SPL de l'ISTS. **Ce qui importe c'est de pouvoir comparer une vocale à une estimation d'intelligibilité par le SII pour des niveaux de pression à peu près identiques.**

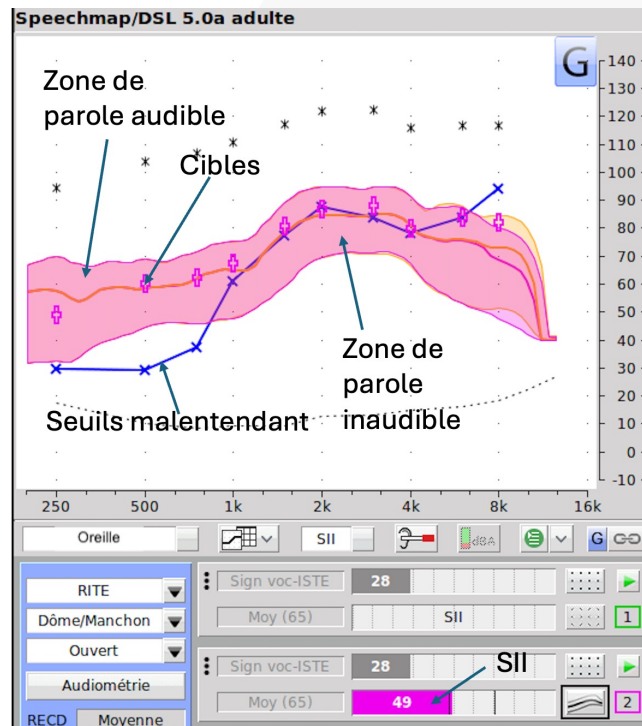


Figure 3. Exemple d'un spectre vocal chez un malentendant, avec le SII calculé correspondant.

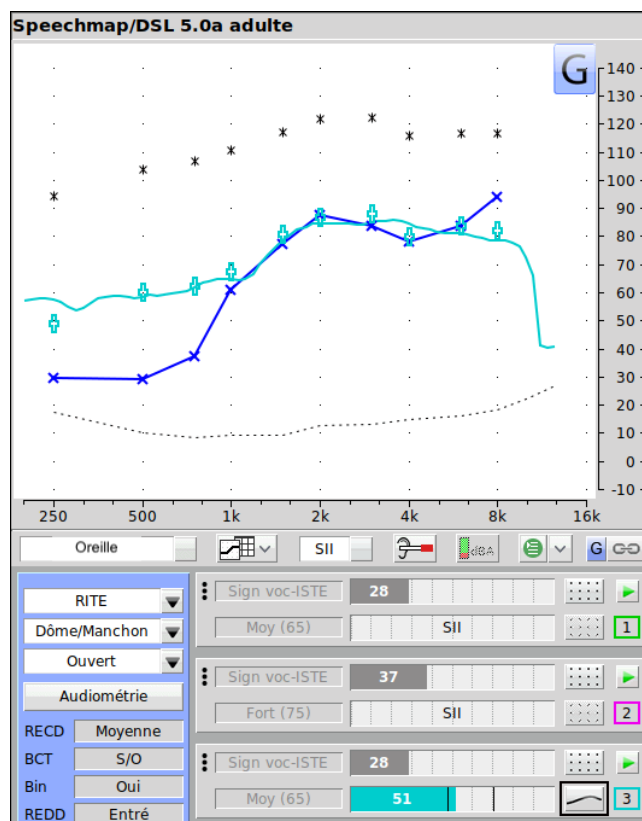


Figure 4. REAR en bleu, cibles DSL (croix bleu), le SII est 51% pour un ISTS de 65 dB SPL.

ET POUR NOTRE CAS CLINIQUE, QUEL EST LE PROBLÈME ?

Voici la correction auditive du côté gauche, la droite est du même acabit.

Quelle intelligibilité peut-on théoriquement espérer avec un SII de 51 (Figure 4) ?

Si l'on se réfère à la courbe rouge (NU6 WORDS) de la figure 2, un SII de 51 donne à peu près 72% d'intelligibilité.

Faisons passer une vocale à 65 dB avec une liste cochléaire de Lafon pour voir ce qu'il en est. On obtient 76% de bonnes réponses, l'utilisation de l'audibilité vocale est donc plutôt bonne et le modèle du SII plutôt concordant !

Le patient est assez satisfait mais trouve la sonorité un peu métallique. Peut-être se serait-il habitué, mais j'estime dans le cas présent qu'il vaut mieux que je fasse quelque chose

pour le garder motivé et en confiance, tout en lui expliquant à peu près comme j'essaie de le faire avec vous...

**LE SII EST UN OUTIL D'AIDE
AU RÉGLAGE ET À LA PÉDAGOGIE
PATIENT PRÉCIEUX, À COMPLÉTER
À L'AVENIR PAR D'AUTRES
INDICATEURS OBJECTIFS !**

PROPOSITION DE MODIFICATION DE RÉGLAGE

On propose d'adoucir un peu les aigus (Figure 5), mais va-t-on perdre beaucoup en intelligibilité ? La perte de SII (51 à 49%) affectera seulement de quelques points l'intelligibilité. Et la modification à 8 kHz proposée figure 6 ne modifie pas du tout le SII donc n'affectera pas du tout l'intelligibilité !

QUE CONCLURE ?

Le SII est un indicateur d'intelligibilité intéressant. Comparer la vocale prédite à l'intelligibilité réelle est une autre forme de concordance tonale/vocale, mais plus fine à mon sens. Le SII est en outre un bon outil pédagogique en ce sens qu'il permet d'expliquer pourquoi il n'est pas de 100% chez la plupart des malentendants, en raison de pertes neurosensorielles, mais je vous laisse le soin de trouver les mots justes pour chacun de vos patients !

Enfin, comme illustré dans ce bref cas, il permet d'accompagner une modification de réglage et ses conséquences sur l'intelligibilité. Ici, on a pu adoucir la sonorité en sachant que l'on perdrait très peu en intelligibilité, sans avoir de vocale à refaire a posteriori.

Reste à caler sa vocale avec l'ISTS de la chaîne mesure, soit en alignant le calibrage de l'une sur l'autre, soit en ayant une idée du décalage entre les deux. Le SII est un outil d'aide au réglage et à la pédagogie patient précieux, à compléter à l'avenir par d'autres indicateurs objectifs ! Bonnes mesures. ■

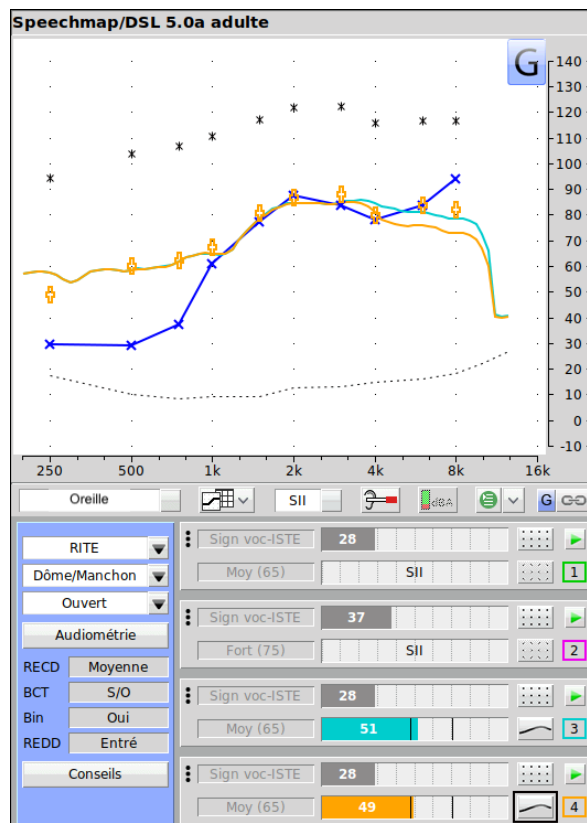


Figure 5. Modification de réglage en jaune, les aigus sont adoucis, le SII pour l'ISTS 65 dB passe de 51 à 49.

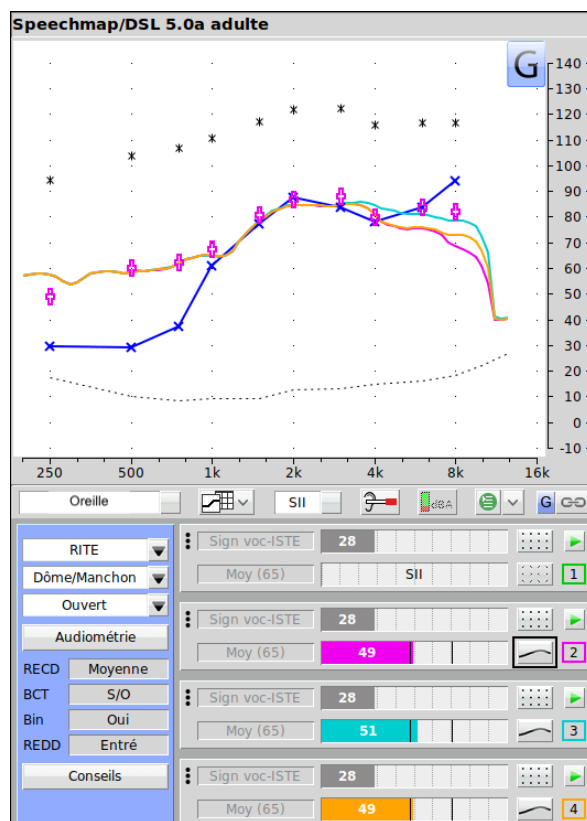


Figure 6. Seconde modification de réglage en violet, on adoucit le 8kHz ce qui n'affecte pas du tout le SII qui reste à 49.

ReSound GN

ReSound Vivia

L'univers sonore maîtrisé.
Grâce à l'Intelligence Augmentée.
Une approche humaine de l'IA.



GAÉTAN LEMOINE



AUDIOPROTHÉSISTE
FORMATEUR AUDIKA
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

ESSAI COMPARATIF D'APPAREILLAGE VOIE AÉRIENNE VS VOIE OSSEUSE VIA LA MÉTHODOLOGIE CTM

Nous recevons en rendez-vous de bilan audioprothétique un patient de 37 ans dont l'anamnèse et le bilan audioprothétique sont les suivants :

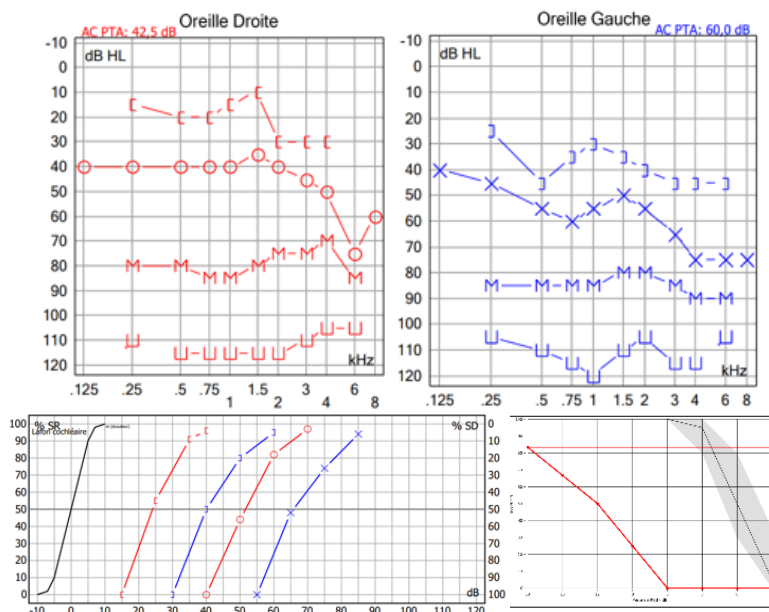
- Antécédents d'OSM bilatérales à l'enfance
- Oreilles stables, pas d'otorrhée
- Imagerie : RAS
- Difficultés importantes depuis 5 ans après une évolution professionnelle
- Difficultés d'intelligibilité dans toutes les situations du quotidien

L'ordonnance du médecin ORL demande de réaliser un essai comparatif d'appareillage bilatéral (voie aérienne vs conduction osseuse) chez ce patient qui, malgré ses difficultés, reste réticent à l'appareillage. Sa consultation ORL a été déclenchée à la suite de l'essai d'un casque audio par CO qui lui a apporté un confort d'écoute, d'où sa volonté de réaliser un essai comparatif.

CHOIX DE L'APPAREILLAGE

Voie aérienne (VA)	RITE Oticon Intent 1 - Écouteur 105 Embouts sur mesure, événements de 0,8 mm
Conduction osseuse (CO)	Oticon Medical BAHS Ponto 5 sur bandeau bilatéral

Figure 1. Bilan audiométrique



ANALYSE DU BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE ET CHOIX DE LA MÉTHO- DOLOGIE D'ADAPTATION ET DE CONTRÔLE

Au-delà du choix prothétique, l'audioprothésiste va devoir déterminer la méthodologie et les outils d'adaptation et de contrôle.

Dans le cas de l'appareillage en VA, l'outil REM (Real Ear Measurement) peut être intéressant. En effet, la présence du Rinne va entraîner un décalage de la dynamique et donc des niveaux de sortie de l'ACA (Appareil de Correction Auditive). Les mesures d'inconfort vont être révélatrice de ce décalage de la dynamique et sont prise en compte par certaines méthodologies de pré réglage, de même que le Rinne lui-même.

Cependant, dans le cas de l'appareillage CO, la méthodologie REM ne sera pas applicable mais à l'inverse d'une surdité de transmission où les taux de compression vont être linéaire, il ne pourra pas en être de même pour les surdités mixtes. En effet, le Rinne n'est plus à prendre en compte mais il reste toujours l'atteinte cochléaire et donc la diminution de la dynamique.

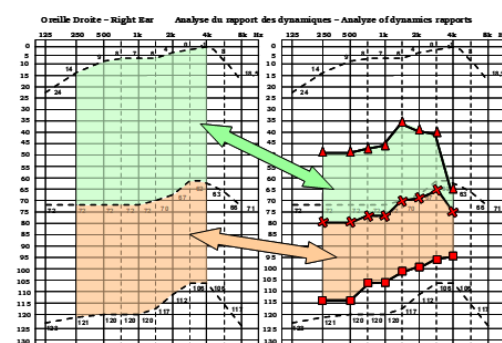


Figure 2. Principe de la méthodologie CTM

Une autre méthodologie intéressante afin d'appréhender l'effet du Rinne et de l'atteinte cochléaire est la méthodologie CTM (Comfortable Transfert Matrix). En effet cette méthode permet d'introduire la mesure de MCL high (Most Comfortable Level) aussi appelé NLCC (Niveau Limite du Champ Auditif Conversationnel) au sein de cette méthodologie. Elle a pour but de

transférer l'énergie des signaux acoustiques dans le champ auditif résiduel du malentendant afin que les niveaux de sensations subjectives du patient soient idéalement les mêmes que ceux du sujet NE (Normo-Entendant). Cette méthodologie va se révéler particulièrement pertinente dans ce cas clinique du fait qu'elle soit aussi bien applicable à l'appareillage VA qu'à l'appareillage CO.

APPAREILLAGE VA : CALCUL DES TAUX DE COMPRESSION CONVERSATIONNELS (SEUIL - NLCC)

La première étape de l'application de la méthodologie CTM est le calcul du TC (taux de compression) conversationnel, c'est-à-dire régissant la dynamique située entre le seuil liminaire et le NLCC (Figure 3).

Ce calcul se fait par la comparaison de la dynamique de référence du NE, établie par la méthodologie CTM, et la dynamique résiduelle du patient et ce pour chaque fréquence.

Si nous réalisons ce calcul, par exemple, sur les octaves de l'oreille gauche voici les résultats que nous obtenons. Ce calcul devra, bien entendu, aussi être réalisé sur les demi-octaves et à droite.

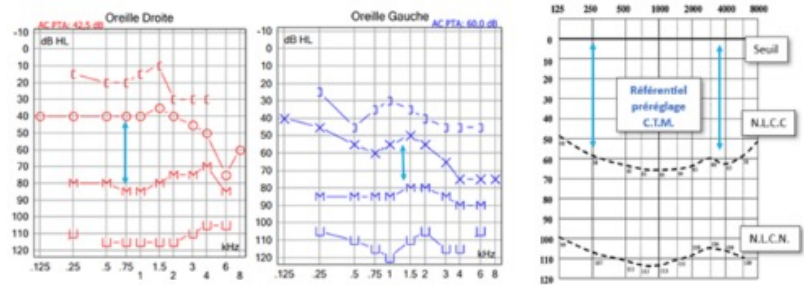
Fréquence (HZ)	250	500	1K	2K	4K
Demi dynamique NE (dB)	40	63	65	63	63
Demi dynamique ME (dB)	40	30	30	25	15
CR	1	2,1	2,1	2,5	4,2

Au vu du TC prescrit et non applicable sur la fréquence du 4K, ces calculs nous permettent dès à présent de déterminer, et donc de prédire aux patients, que l'entièreté de la dynamique conversationnelle ne sera pas rétablie.

APPAREILLAGE VA : CALCUL DES TAUX DE COMPRESSION SUB-CONVERSATIONNELS (NLCC - NLGN)

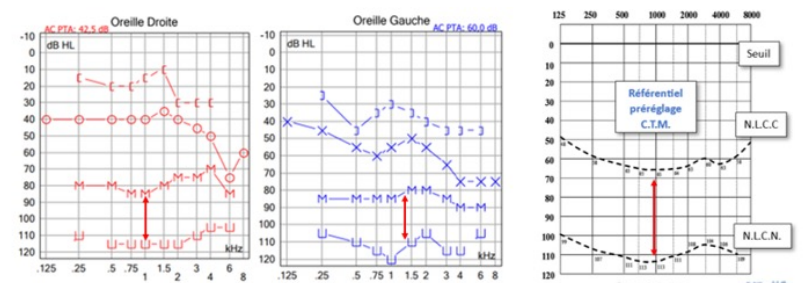
Ce même principe de calcul s'applique pour la demi dynamique sub-conversationnelle comprise entre le NLCC et le NLGN (Niveau Limite du Champ auditif Normal) soit l'UCL (Figure 4).

Fréquence (HZ)	250	500	1K	2K	4K
Demi dynamique NE (dB)	49	48	48	45	43
Demi dynamique ME (dB)	20	25	35	25	25
CR	2,4	1,9	1,3	1,8	1,7



$$\text{Facteur de compression} = \frac{(\text{NLCC NE} - \text{Seuil liminaire NE})}{(\text{NLCC ME} - \text{Seuil liminaire ME})}$$

Figure 3. Calcul du TC conversationnel



$$\text{Facteur de compression} = \frac{(\text{NLCC NE} - \text{NLCC ME})}{(\text{NLGN NE} - \text{NLCC ME})}$$

Figure 4. Calcul du TC sub-conversationnel

APPAREILLAGE VA : MESURE DU NLCC

La dernière étape sera la mesure du NLCC en champ libre appareillé. L'objectif de cette mesure est de normaliser ce seuil du patient appareillé, c'est à dire d'obtenir les mêmes résultats que la courbe de référence du NE que nous visualisons sur la figure 5.

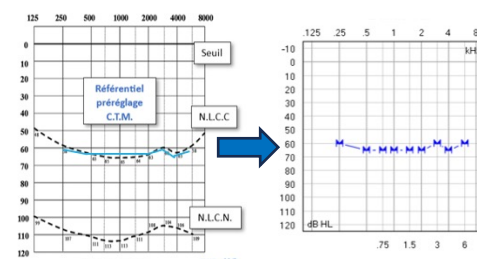


Figure 5. Normalisation du NLCC

Niveau	Sensation
0	Rien
1	Presque rien
2	Faible, éloigné
3	Confortable, mais un peu faible
4	Confortable
5	Confortable, fort et bien net
6	Trop fort
7	Insupportable

Figure 6. Echelle de sonie

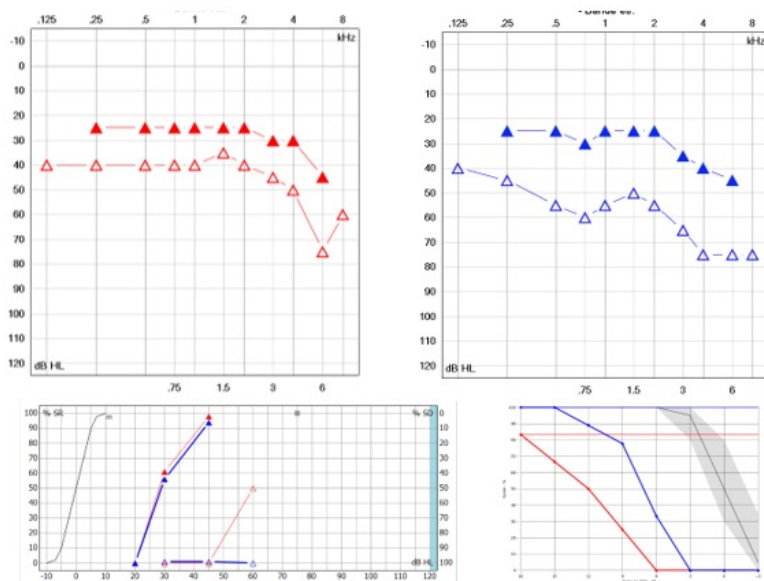
L'intérêt de réaliser cette mesure en champ libre avec les appareils auditifs du patient en place est de prendre en compte l'effet du couplage et donc de la cavité résiduelle. Cette mesure est réalisée via une échelle de sonie dédiée et correspond au niveau 5. Une fois la mesure effectuée, des modifications du gain de l'ensemble des différents niveaux d'entrée sont effectués afin d'obtenir cette normalisation du seuil appareillé.

APPAREILLAGE VA : BILAN D'EFFICACITÉ PROTHÉTIQUE

Voici les résultats prothétiques obtenus. Le patient a noté une nette amélioration de son audibilité et intelligibilité dans l'ensemble des environnements malgré des difficultés résiduelles dans les environnements bruyants visualisables au test VRB (Figure 7).

À la suite de ces résultats, nous débutons le test en appareillage en Conduction Osseuse.

Figure 7. Bilan audioprothétique VA



APPAREILLAGE CO : CALCUL DES TC

Toujours dans l'optique de l'application de cette méthodologie CTM, il nous sera de nouveau nécessaire de pouvoir calculer les TC. Ceux calculés initialement n'étant pas transposable du fait du changement de voie de stimulation.

Cependant, il n'est pas possible de réaliser des mesures supraliminales en CO du fait du faible niveau de sortie maximum du vibreur de mesure ainsi que de la sensation vibratoire et non auditive pouvant être engendrée. Il est donc nécessaire de réaliser ces mesures en champ libre avec l'appareillage CO en place.

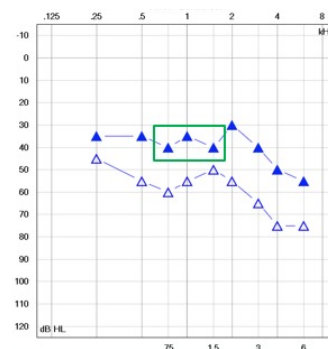


Figure 8. Seuils liminaires prothétiques CO

APPAREILLAGE CO : ADAPTATION DES TC CONVERSATIONNELS

Afin d'adapter les TC conversationnels, il est nécessaire de réaliser une mesure des seuils liminaires prothétiques puis de modifier le gain des sons faibles afin d'optimiser la perception de ces derniers.

Dans ce cas de figure, la capacité de majorer la perception des sons faibles est limitée soit par des TC déjà suffisants, par l'anti-larsen ou par le niveau de sortie du processeur, malgré qu'il s'agisse d'un système power. Il est cependant possible de majorer la puissance sur les fréquences encadrées en vert afin d'obtenir un seuil prothétique plus homogène, tout en étant vigilant aux TC obtenus (Figure 8). Il sera nécessaire de réaliser la même opération sur l'oreille droite.

APPAREILLAGE CO : MESURE DU NLCC

Selon le même principe et méthodologie que pour la voie aérienne, il sera nécessaire de réaliser une mesure du NLCC en champ libre. La mesure est donc réalisée processeurs en place, unilatéralement, avec le même objectif de normalisation de ce seuil (Figure 5). Cependant, le gain des sons faibles ayant déjà été fixé, il s'agira ici de modifier les autres niveaux de gain tout en étant vigilant aux TC engendrés par ces modifications.

APPAREILLAGE CO : ADAPTATION DES TC SUB-CONVERSATIONNELS

Il est complexe de réaliser des mesures de NLCC en champ libre, il va donc être cherché une mesure de son fort correspondant à l'échelle 6 sur l'échelle de sonie (Figure 6). La puissance du signal devant être générée va être dépendante du choix par le fabricant des niveaux d'entrée. Une fois cette mesure faite, il sera alors nécessaire de modifier en conséquence les gains sur les niveaux forts tout en étant toujours vigilant sur les taux de compression.

APPAREILLAGE CO : BILAN D'EFFICACITÉ PROTHÉTIQUE

Voici les résultats obtenus, logiquement les gains prothétiques obtenus sont moins performants du fait, entre autres, du niveau de sortie maximum plus facilement atteint lié au processeur en lui-même ainsi qu'à la déperdition liée à la barrière cutanée (Figure 9).

CONCLUSION

Au vu de ces résultats, le choix du patient s'est logiquement orienté vers l'appareillage par voie aérienne. Ce test comparatif a permis au patient de s'inscrire pleinement dans une démarche d'appareillage. L'utilisation de la mesure CTM nous a permis de suivre un protocole rapide, rigoureux et répétable, applicable aussi bien à la voie aérienne qu'osseuse. Permettant une maîtrise des TC et pleinement complémentaire aux mesures REM, elle peut tout à fait être intégrée à la boîte à outils de l'audioprothésiste dans sa routine clinique. ■

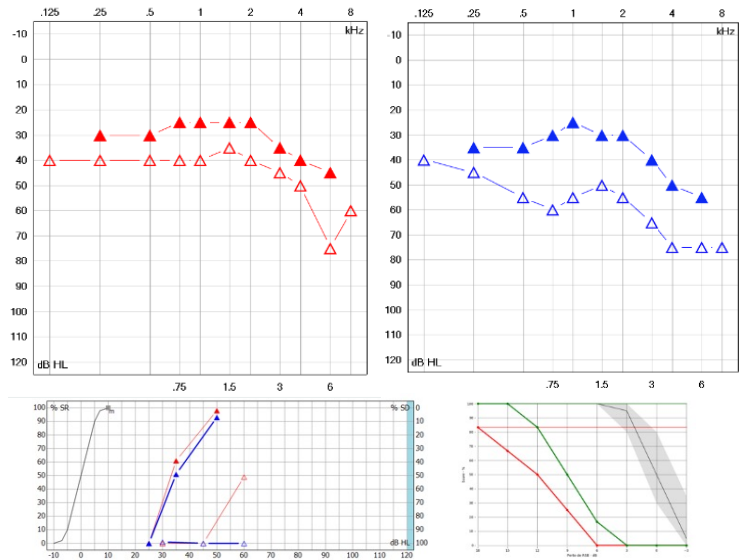


Figure 9. Bilan audioprothétique CO

RÉFÉRENCES

Effect of sensorineural hearing loss on loudness discomfort level and most comfortable loudness judgments C Kamm, D D Dirks, M R Mickey (1978)

Loudness discomfort levels in patients with conductive and mixed hearing loss T C Liu, Y S Chen (2000)
Collège national d'Audioprothèse. Présentation détaillée du C.T.M. In: Précis d'audioprothèse. Vol 2. Les éditions du collège national; 2007

Transcranial attenuation of bone-conducted sound when stimulation is at the mastoid and at the bone conduction hearing aid position. Stenfelt S. (2012)



Solution d'audiométrie digitale

Analyse Spectrale

Vocale dans le bruit

Correction en fréquence

Masquage Automatique

Mode Media

Et bien plus encore...



- Calibrez automatiquement votre casque, vos inserts et votre champ libre (jusqu'à 7.1) aussi régulièrement que vous le souhaitez
- Créez vos propres listes pour tester vos patients dans le silence et dans le bruit
- Organisez vos presets pour accéder instantanément à vos conditions de test
- Générez vos comptes rendus entièrement personnalisables !



Hearing Space est un dispositif médical de classe I CE, fabriqué par Chiara Softwares. Il est indiqué pour les mesures d'audiométrie clinique. Veuillez lire attentivement les instructions figurant dans le manuel d'utilisation. doc.18/02/25



FABIEN SELDRA



AUDIOPROTHÉSISTE,
AUDITION CONSEIL,
LYON

INGÉNIEUR
CLINIQUE, MEDEL,
SOPHIA-ANTIPOLIS

LE PRÉSENT ARTICLE VISE À PRÉSENTER QUELQUES MÉCANISMES DE FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME AUDITIF, POUR MIEUX FAIRE LE LIEN AVEC LEUR APPLICATION DANS L'IC

L'IMPLANT COCHLÉAIRE : SE RAPPROCHER AU MIEUX DE L'AUDITION NATURELLE

L'implant cochléaire (IC) est un dispositif qui vise à restaurer l'audition en cas de surdité sévère à totale. Aujourd'hui, son bénéfice n'est plus à prouver, cependant il reste encore des défis à relever, pour tenter d'optimiser le codage du son par l'implant et faire en sorte que le message délivré par l'implant soit le plus proche de l'audition naturelle. Le présent article vise à présenter quelques mécanismes de fonctionnement du système auditif, pour mieux faire le lien avec leur application dans l'IC.

EFFET DE LA PROFONDEUR D'INSERTION

Un des paramètres les plus nuisibles à la compréhension avec l'IC est le phénomène d'interaction intercanaux. Ce problème est inhérent à l'IC puisque les électrodes vont envoyer des impulsions électriques alors qu'elles baignent dans les liquides cochléaires, ce qui provoque une large diffusion du courant. Faute de pouvoir s'en affranchir, chaque fabricant d'implant a choisi sa philosophie pour les limiter et 2 grands courants vont émerger. Certains fabricants vont choisir d'utiliser « beaucoup » d'électrodes de ne stimuler que les N canaux les plus énergétiques, parmi les M canaux disponibles sur l'IC, à chaque trame d'analyse : ce sont les stratégies de codage dites N-of-M ou à extraction de pics. D'autres fabricants vont choisir d'utiliser un nombre d'électrodes plus limité, et des porte-électrodes plus longs, afin d'avoir des contacts plus espacés les uns des autres. Dans ce cas-là, l'IC stimule tous les canaux en continu (stratégie CIS ou HDCIS). C'est le cas des implants

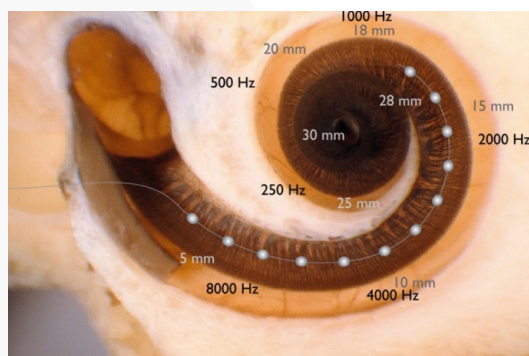
Medel auxquels nous nous intéressons plus particulièrement dans cet article, pour pouvoir comprendre les mécanismes détaillés par la suite.

Un des axes de recherches sur l'IC vise à minimiser la discordance tonotopique, qu'on pourrait définir comme la différence entre la zone fréquentielle

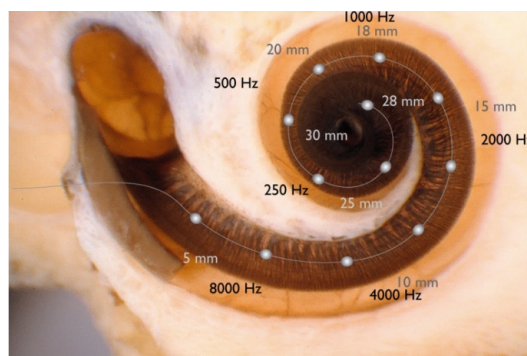
délivrée par l'électrode versus la hauteur qu'elle produit de par sa position dans la cochlée. La **figure 1** est une illustration de la couverture cochléaire par l'IC et de la position des électrodes, lorsqu'on utilise un porte-électrode court et un porte-électrode long. On peut ainsi concevoir qu'un porte-électrode court (20-24mm) va créer une discordance tonotopique importante et induire une sensation d'écoute beaucoup plus aiguë que la normale, par rapport à un porte-électrode long (28-31mm) qui vise à minimiser cette discordance tonotopique.

Du point de vue de la tonie, il a été montré, pour les porte-électrodes pérимодиоlaires, que la hauteur tonale ressentie avec la stimulation de l'IC serait plus grave d'une à 2 octaves, par rapport à ce qui peut être attendu sur la base de l'équation de Greenwood (1990) (Boëx et al., 2006). Ceci s'explique parce que l'IC stimule le ganglion spiral qui n'a pas les mêmes fréquences caractéristiques que l'organe de Corti et qui n'a donc pas tout à fait la même organisation tonotopique (Stakhovskaya et al., 2007). Cependant, la hauteur du message ressenti avec l'IC reste bien supérieure à ce qui est perçu par le normo et même le malentendant. Les travaux menés avec les implants Cochlear, pour des profondeurs d'insertion de 360 à 400° indiquent que l'électrode la plus apicale produit en moyenne une sensation de 480Hz, mais cette perception n'est pas figée et évolue avec le temps post-implantation (McDermott et al., 2009).

Figure 1. Illustration de la position des contacts d'un implant cochléaire à l'intérieur d'une cochlée. A gauche, avec un porte-électrode court. A droite, avec un porte-électrode long. Adapté de C.G. Wright, UT Southwestern Medical Center, Dallas.



C.G. Wright, UT Southwestern Medical Center, Dallas



C.G. Wright, UT Southwestern Medical Center, Dallas

Les résultats indiquent que la sensation induite par l'électrode la plus grave varie de 600 à 900 Hz pour l'électrode la plus apicale, les premières semaines après la mise en route et peut descendre à 250 Hz après 4 ans d'utilisation de l'IC, soit une baisse de 2 octaves (**figure 2**). Ce qui laisse supposer de la nécessité d'une plasticité longue et importante pour la réhabilitation. En utilisant des porte-électrodes longs et des insertions profondes, on émet donc l'hypothèse que la discordance tonotopique sera moins importante, que la plasticité nécessaire sera probablement moins importante elle aussi et que les performances plafond seront atteintes plus rapidement. Dorman et al. (1997) ont d'ailleurs montré que les porte-électrodes qui atteignent la région apicale permettent une meilleure correspondance tonotopique initiale, ce qui a un effet positif sur les performances asymptotiques du patient.

En 2003, Hochmair et al. ont regardé les scores de compréhension, chez des sujets implantés avec des IC Medel, à 12 canaux. Pour cette étude, seuls 8 canaux étaient activés chez les patients : soit les 8 canaux à la base de la cochlée (Basal 8), soit 8 canaux avec une répartition étendue jusqu'au canal le plus apical (Ext 8a et 8b). Les auteurs cherchaient à évaluer si les performances de compréhension étaient purement attribuables au nombre de canaux ou si la position des électrodes avait également une importance. Les résultats de leur étude, présentés **figure 3**, indiquent

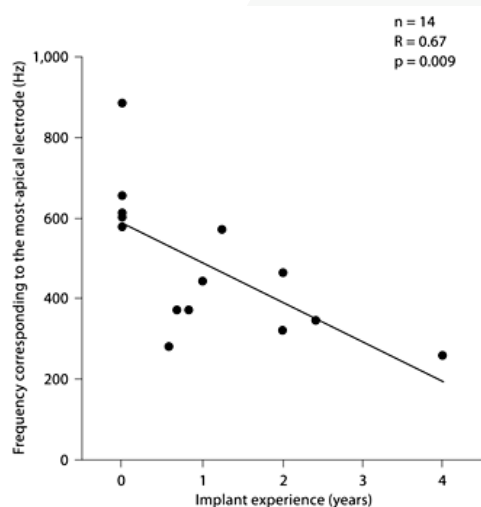


Figure 2. Fréquence acoustique correspondant à la stimulation de l'électrode la plus apicale en fonction de la durée de l'expérience de l'implanté, pour 14 sujets. La ligne représente la droite de régression linéaire ajustée à ces données. D'après McDermott et al. (2009).

que lorsque les canaux sont distribués jusqu'à l'électrode la plus apicale, les performances sont significativement meilleures, par rapport à la condition où les 8 électrodes sont concentrées à la base de la cochlée ($p < 0,05$). Ce qui a permis de conclure que la stimulation de la région apicale de la cochlée permet d'améliorer la compréhension de la parole.

Test conditions / configurations

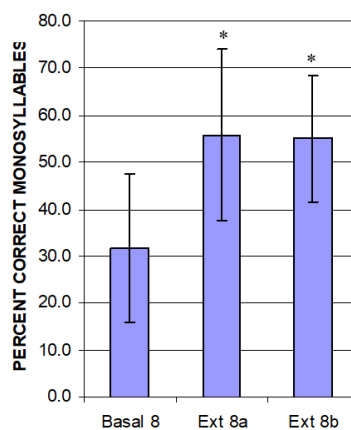
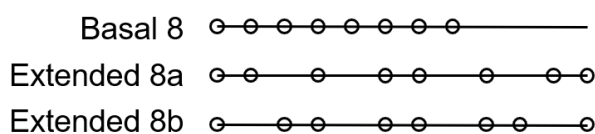


Figure 3. A gauche : conditions de tests. Les points illustrent les canaux actifs sur l'IC. A droite : Scores d'intelligibilité des syllabes associés aux 3 conditions de test. D'après Hochmair et al. (2003).

De même, l'équipe de Buchman (2014) a regardé l'effet de la longueur du porte-électrode en comparant 2 groupes de patients sur un suivi de 12 mois. Les 2 groupes de patients ont reçu le même IC et étaient réglés avec le même processeur Opus 2 et la même stratégie de codage HDCIS. L'unique paramètre qui changeait entre les 2 groupes était la couverture cochléaire, avec un groupe ayant reçu un porte-électrode standard (longueur active de 26,4 mm) et l'autre groupe ayant reçu un porte-électrode medium (longueur active de 20,9 mm), le nombre de canaux étant identique. Les sujets ont été soumis à différentes tâches de compréhension de la parole dans le calme et dans le bruit et de perception de la musique. Pour toutes les tâches, les patients avec l'insertion profonde atteignent un plafond de performance

plus important et plus rapidement par rapport à l'autre groupe (**figure 4**). Ceci est en accord avec les observations de Dorman et al. (1997).

Un peu plus tard, en 2020, Canfarotta et al. se sont intéressés à la discordance tonotopique, autour de 1500 Hz, qui s'avère être une zone importante pour l'alignement fréquentiel, dans les simulations par vocodeur (Başkent et Shannon, 2007). Les auteurs ont, dans un premier temps, regardé dans quelle mesure la profondeur d'insertion (24 mm, versus 28 mm, versus 31 mm = standard) avait une incidence sur la discordance. Dans un deuxième temps, ils ont recherché si les performances de compréhension étaient liées à la discordance tonotopique ou à la séparation angulaire entre les électrodes. En effet, comme représenté sur la **figure 5**, la séparation angulaire entre 2 électrodes

Figure 4. Pourcentage d'intelligibilité des phrases HINT dans un bruit stationnaire à +10 dB de RSB pour la cohorte ayant reçu un porte-électrode standard (cercle bleu) et la cohorte ayant reçu un medium (carré rouge). D'après Buchman et al. (2014).

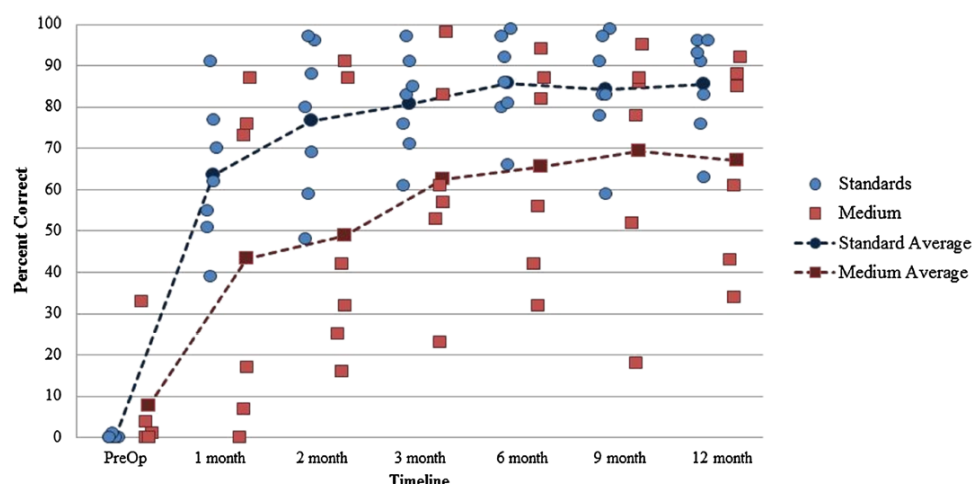


Figure 5. Quatre schémas illustrant la relation entre la discordance tonotopique et la séparation angulaire entre 2 électrodes adjacentes. Les contacts d'électrodes situés dans la région d'environ 1 à 2 kHz sur la carte du ganglion spiral (224° à 333°) sont mis en évidence par des bandes vertes ou rouges pour illustrer des discordances relativement plus petites ou plus grandes, respectivement. D'après Canfarotta et al. (2020).

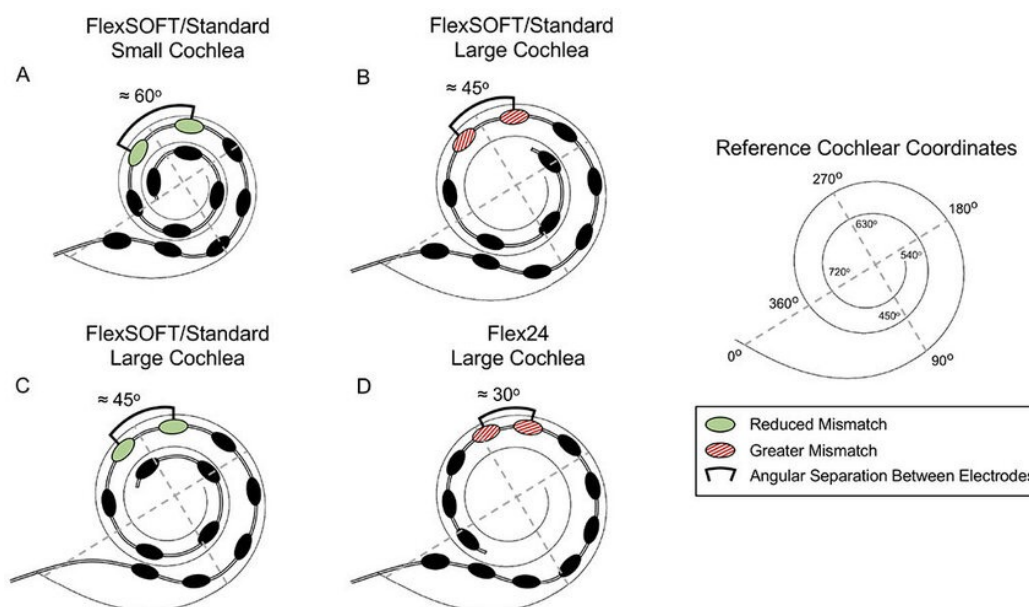
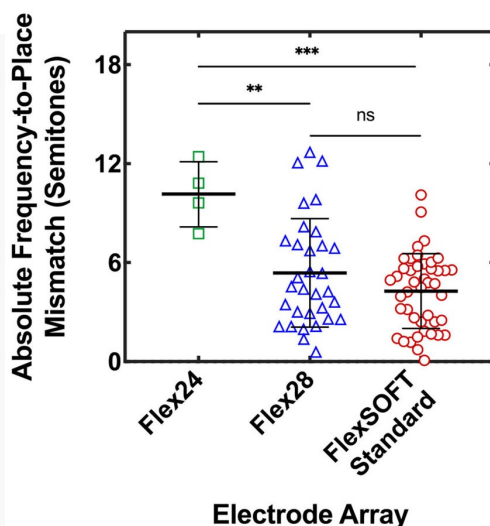


Figure 6. Relation entre la discordance tonotopique absolue à 1500 Hz (centre spectral approximatif des informations importantes de la parole) et la taille du porte-électrodes. D'après Canfarotta et al. (2020).



ne va pas être la même en fonction de la taille de la cochlée. Deux électrodes adjacentes auront une séparation angulaire moins importante dans une cochlée large, ce qui risque d'accentuer la discordance tonotopique (ressenti plus aigu), par rapport à une cochlée plus petite.

La figure 6 représente un premier résultat de Canfarotta et al. (2020) qui indique que les porte-électrodes de 24 mm induisent des discordances tonotopiques significativement plus importantes, par rapport à des porte-électrodes de 28 mm ($p < 0,01$) et de 31 mm ($p < 0,001$).

Le second résultat important, illustré sur la figure 7 indique que les scores de compréhension sont significativement corrélés à la discordance tonotopique (corrélation négative) et à l'insertion angulaire ($p < 0,05$). Ils montrent que les patients qui sont les plus performants avec l'IC, sont ceux qui présentent les discordances tonotopiques

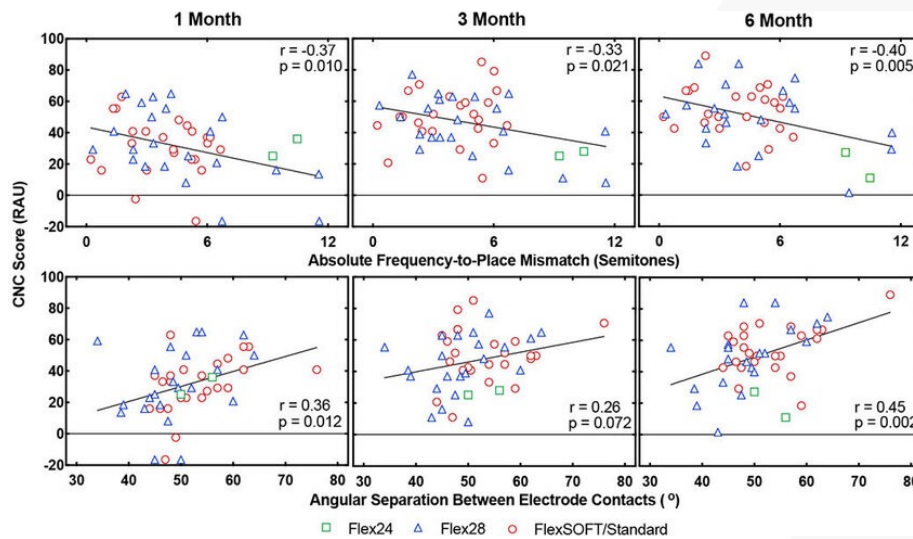


Figure 7. Scores de compréhension des mots CNC en fonction de la discordance tonotopique absolue à 1500 Hz (en haut) et de la séparation angulaire des électrodes adjacentes (en bas). A gauche à 1 mois, au milieu à 3 mois et à droite à 6 mois post-activation (N = 48). D'après Canfarotta et al. (2020).

minimales et les séparations angulaires maximales. Les patients pour qui le porte-électrode offre une couverture cochléaire maximale vont donc tirer un meilleur bénéfice de leur IC.

De manière un peu plus poussée que Canfarotta et al. (2020), Aljazeera et al. (2022) se sont intéressés

à la discordance tonotopique, mais pour tous les canaux de l'implant et pas uniquement à la zone autour de 1500 Hz. Dans leur procédure, la discordance tonotopique a été quantifiée, pour chaque canal, comme la différence entre la bande fréquentielle délivrée par défaut par l'implant et le lieu tonotopique stimulé, sur la



Au-delà de l'audiogramme, le test ACT™ révolutionne l'audiologie



Audiogramme

+

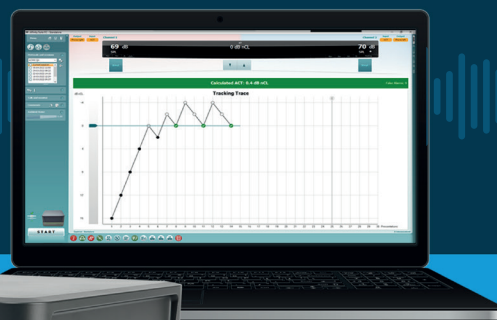


Test ACT™

=



Diagnostic auditif complet

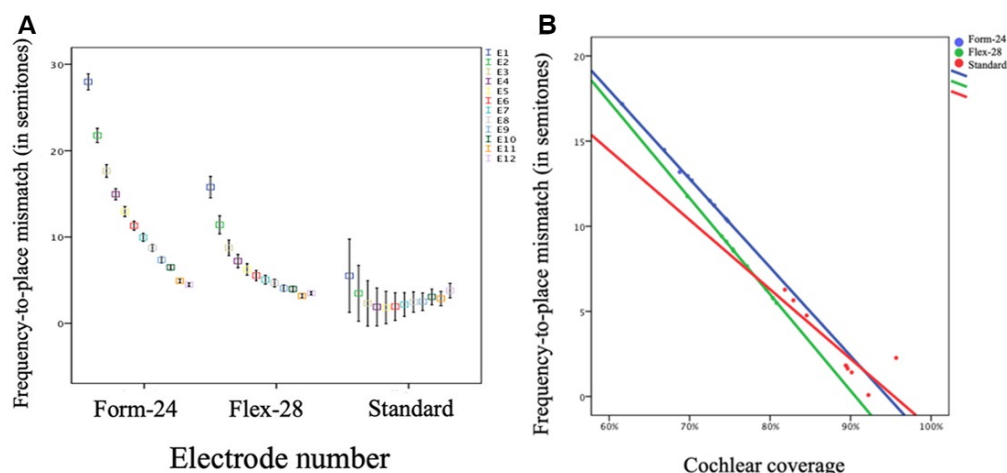


*ACT (Audible Contrast Threshold) signifie Seuil d'audibilité de contraste.

Vous souhaitez en savoir plus ?
Découvrez notre livre blanc en
scannant le QR-Code ci-contre
ou contactez notre équipe :
contact@diatec-diagnostics.fr



Figure 8. A. Diagramme en boîte à moustaches montrant la discordance tonotopique (en demi-tons) pour les porte-électrodes Form-24 (24 mm), Flex-28 (28 mm) et Standard (31 mm). B. Nuages de points montrant la corrélation entre le pourcentage de couverture cochléaire et le décalage tonotopique (en demi-tons) pour les porte-électrodes Form-24, Flex-28 et Standard. (N = 169). D'après Aljazeera et al. (2022).



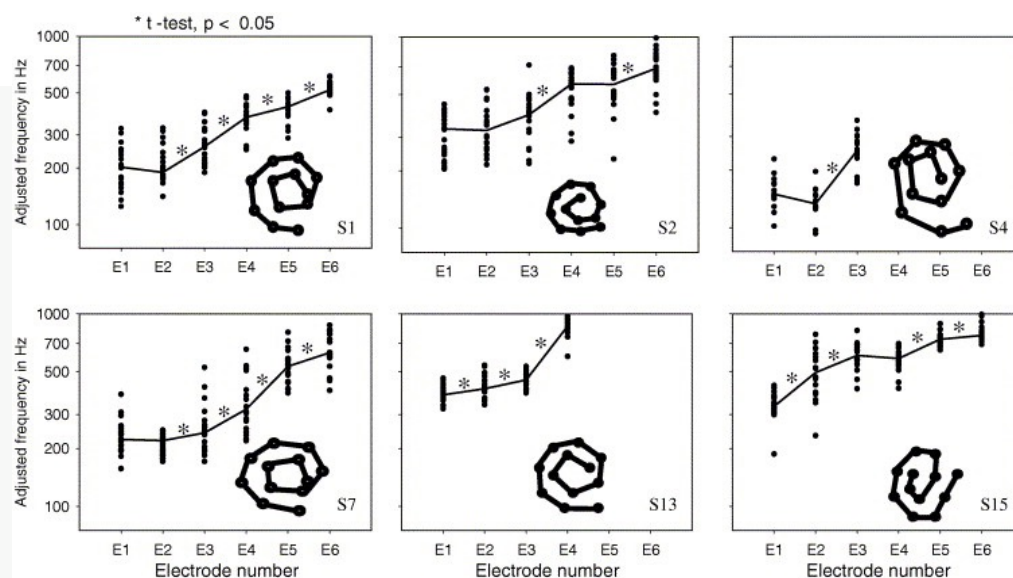
base de l'équation de Greenwood (1990). Leurs résultats sont en accord avec ceux de Canfarotta et al. (2020) et montrent que la discordance est significativement moins importante pour les porte-électrodes longs de 31 mm, par rapport aux portes-électrodes plus courts, de 28 et 24 mm ($p < 0,01$). Et cette observation est encore plus vraie pour les électrodes apicales (**Figure 8A**), ce qui laisse supposer que la discordance serait liée à la profondeur d'insertion, i.e. à la couverture cochléaire. Pour vérifier cela, les auteurs ont réalisé des analyses complémentaires. Ils ont ainsi mis en évidence que la discordance tonotopique était négativement corrélée avec la couverture cochléaire ($p < 0,01$), ce qui signifie que plus l'implant va couvrir une grande partie de la cochlée, moins la discordance tonotopique sera importante et plus la hauteur perçue sera proche du naturel (**Figure 8B**).

Mais l'utilisation de porte-électrodes longs est sujet de controverse et certains courants de pensée véhiculent l'idée que la stimulation apicale est inutile voire délétère. Le point de départ vient notamment de travaux datant des années 2000's.

L'équipe de Boëx et al. (2003) avaient mis en évidence que, pour certains patients, le fait de désactiver les 2 canaux les plus apicaux conduisait à de meilleures performances de perception des consonnes. Un peu plus tard en 2006, Baumann et Nobbe ont étudié la fonction de tonie chez le patient IC. Leurs résultats ont montré que, pour la plupart des patients testés, il y avait une différence significative de hauteur perçue entre 2 électrodes adjacentes, à l'exception des 2 électrodes les plus apicales qui produisaient la même sensation de hauteur (**Figure 9**). Mais ces mêmes études indiquent également que les sujets chez qui on observait ce phénomène étaient les sujets qui présentaient le plus d'interactions intercanaux.

Gani et al. (2007) se sont eux aussi intéressés à la fonction de tonie et aux performances de compréhension, pour essayer d'optimiser le réglage des patients IC qui avaient reçu un porte-électrode long. Les auteurs ont fait des observations similaires à celles de Boëx et al (2003) et de Baumann et Nobbe (2006). Dans leur étude, 4 des 5 participants ont choisi de conserver le réglage avec une électrode apicale ou plus

Figure 9. Hauteur perçue équivalente en son pur (en Hz), en fonction du numéro de l'électrode stimulée. La ligne continue représente la moyenne. Les différences significatives entre deux électrodes adjacentes sont indiquées par une étoile. D'après Baumann et Nobbe (2006).



désactivées. Ils ont constaté que les 2 patients qui avaient les insertions les plus profondes sont également ceux qui montrent des confusions de tonie sur les électrodes les plus apicales. Ils attribuent cela à des interactions neuronales entre les électrodes, qui peuvent se produire lorsque deux électrodes voisines excitent des populations de fibres qui se chevauchent, à l'endroit de la cochlée où la densité des fibres neuronales est particulièrement élevée (Ariyasu et al. 1989). Ils recommandent donc de rechercher une manière de réduire les interactions neuronales pour limiter ces confusions de tonie.

Comme il a été précisé précédemment, le phénomène d'interaction peut être limité lorsque les contacts sont suffisamment espacés les uns des autres, ce qui est le cas pour les implants Medel. Mais une autre subtilité réside dans la maîtrise de la cadence de stimulation des impulsions de l'implant. En effet, le phénomène d'interaction est favorisé par des cadences de stimulation rapides (Middlebrooks, 2004) et l'utilisation d'une cadence plus lente pourrait permettre de réduire le phénomène et de délivrer un message plus propre au nerf auditif. C'est ce que nous allons aborder dans la section suivante.

EFFET DE LA CADENCE DE STIMULATION

En 1978, l'équipe d'Eddington a participé aux travaux sur les premiers implants cochléaires multibrins. Elle a montré que la hauteur tonale, ressentie par les sujets, était liée au lieu tonotopique (à la profondeur de l'électrode dans la cochlée), mais également qu'il y avait une influence de la cadence de stimulation, lorsque le rythme variait entre 50 et 300 impulsions par seconde (Figure 10).

Quelques années plus tard, cet effet de la cadence de stimulation a d'ailleurs été utilisé dans certaines stratégies de codage qui visaient à reproduire le F0 de la parole dans l'IC. En 2014, Prentiss et al. ont utilisé un porte-électrode sur mesure, dont les contacts sont espacés entre eux de 2,4 mm, avec une insertion cochléaire de 29 mm, soit 680°. Pour tous les canaux, les auteurs ont fait varier la cadence de stimulation, de 100 à 1100 pulses par seconde. Les résultats de leurs mesures sont présentés figure 11. La première chose que nous pouvons constater, c'est que les canaux 3 et 4 (qui correspondent à des profondeurs d'insertion de 24-25 mm) produisent des sensations de hauteur entre 500 et 1000 Hz en fonction de la cadence, ce qui est cohérent avec les observations de McDermott et al. (2009) qui trouvaient des sensations de l'ordre de 600 à 900 Hz pour le canal apical, pour des porte-électrodes de 24-25 mm. Mais le résultat principal de l'étude de Prentiss et al. (2014), est la mise en évidence que seule la région apicale est sensible à la cadence de stimulation, tandis qu'une réduction de la cadence sur les zones basale et medium n'a pas d'incidence sur la perception de la hauteur tonale. Ceci est en accord avec le fait que la hauteur tonale serait essentiellement tonotopique dans les moyennes et hautes fréquences, tandis que dans les graves elle serait codée par la position tonotopique, mais également par un codage temporel, tel que le phase-locking.

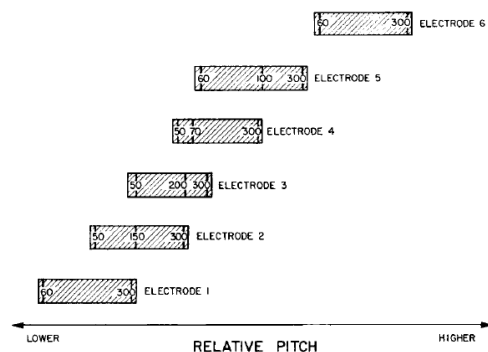


Figure 10. Représentation de la hauteur perçue par les sujets implantés cochléaires, résultant de l'effet combiné de la position tonotopique et de la cadence de stimulation. D'après Eddington et al. (1978).

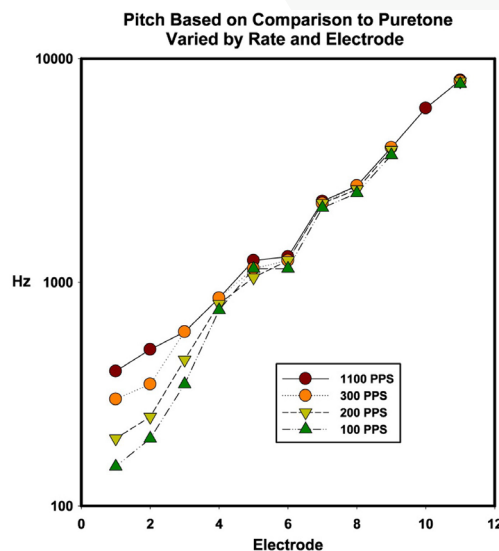


Figure 11. Hauteur perçue en fonction de la vitesse de stimulation de l'implant cochléaire. Pour les hautes fréquences, les résultats indiquent une concordance assez étroite entre la position des électrodes dans la cochlée et l'emplacement par rapport à l'équation de Greenwood, quelle que soit la cadence de stimulation. Pour les basses fréquences, au contraire, la diminution de la cadence a une incidence sur la perception de la hauteur et permet un codage beaucoup plus robuste dans la région apicale de la cochlée. D'après Prentiss et al. (2014).

Dans l'optique de fournir ce codage temporel, Medel a développé 2 stratégies qui sont une variante à la stratégie historique CIS (Zierhofer, 2003). La littérature a montré qu'un bon codage neuronal de la fréquence fondamentale (F0) de la syllabe /da/ est associé à de bonnes performances de compréhension de la parole dans le bruit (Song et al. 2011 chez des sujets jeunes et Anderson et al. 2011 chez les sujets âgés). Le but des nouvelles stratégies était donc de fournir l'information de périodicité.

La première variante s'appelle FSP pour Fine Structure Processing. Cette stratégie repose sur la base d'un codage CIS et consiste à stimuler les canaux apicaux (jusqu'à 4 au maximum, en fonction de la cadence de l'IC), uniquement pendant les phases positives du signal d'entrée, à l'aide d'une détection des passages à zéro. Cette stratégie s'est avérée bénéfique puisqu'elle a permis à l'IC de délivrer un codage temporel, sur la zone apicale de la cochlée qui y est sensible et de véhiculer une information de périodicité qui était limitée jusque-là. Dans la littérature, ce mode de stimulation est désormais qualifié de stimulation à cadence place-dépendante.

LES STRATÉGIES COMBINANT LE CODAGE TEMPOREL DANS LES BASSES FRÉQUENCES ET LE CODAGE TONOTOPIQUE SUR L'ENSEMBLE DES FRÉQUENCES PERMETTENT D'AMÉLIORER LES PERFORMANCES, MAIS CONSTITUENT ÉGALEMENT UN CHOIX SÛR D'UN POINT DE VUE CLINIQUE.

A sa sortie, Arnoldner et al. (2007) ont proposé cette nouvelle stratégie à 14 patients IC utilisateurs de la stratégie CIS. Les résultats obtenus après 12 semaines d'utilisation de FSP étaient significativement meilleurs que la stratégie CIS,

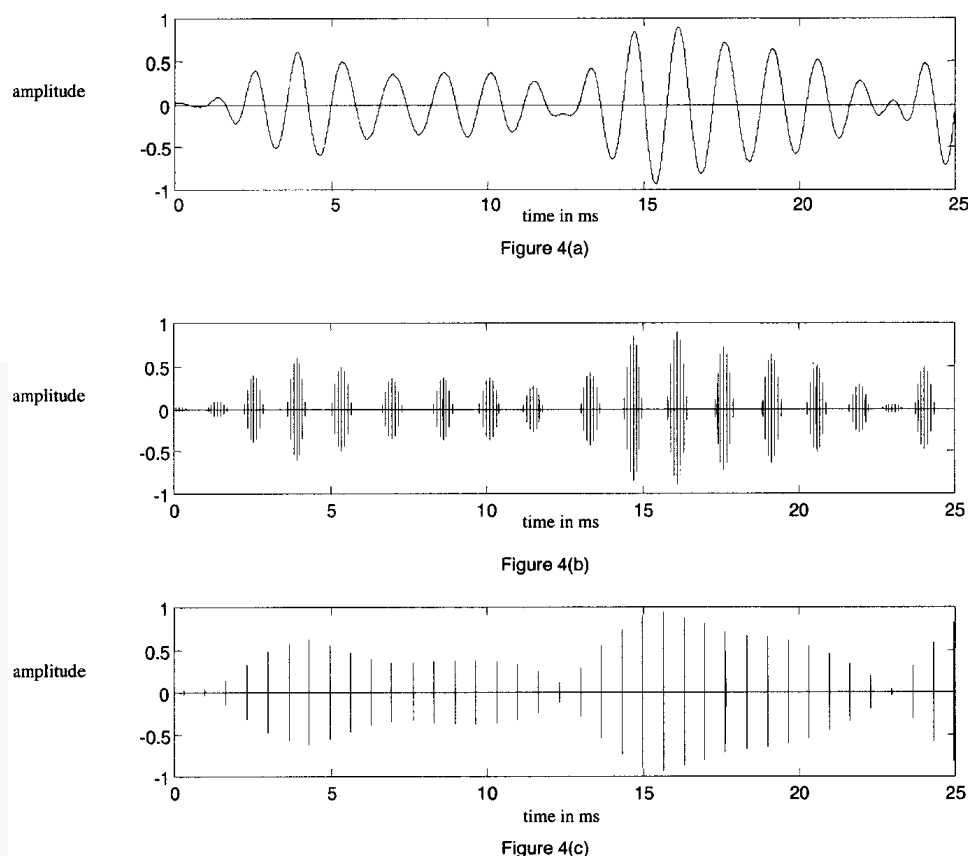
pour la compréhension de la parole dans le calme et dans le bruit et pour le jugement de la musique. A la fin de l'étude, 12 des 14 sujets ont préféré conserver la stratégie FSP. En 2016, une autre étude de Dillon et al. ont cette fois comparé HDCIS et FSP chez 2 groupes de sujets différents. Après 6 mois d'utilisation, les sujets utilisant FSP étaient globalement meilleurs que le groupe de patients utilisant HDCIS, mais la différence n'était pas significative. Dans une revue, Hochmair et al. (2015) expliquent que, dans un certain nombre d'études, des améliorations ont été constatées dans la perception de la parole chez les adultes (Vermeire et al., 2010 ; Müller et al., 2012) et les enfants (Lorens et al., 2010 ; Riss et al., 2011), mais surtout, aucune dégradation n'a été constatée en moyenne, lorsque les résultats ont été comparés à ceux de la stratégie CIS. Ces résultats indiquent que les stratégies combinant le codage temporel dans les basses fréquences et le codage tonotopique sur l'ensemble des fréquences permettent non seulement d'améliorer les performances, mais constituent également un choix sûr d'un

point de vue clinique. En résumé, ces résultats indiquent qu'avec le codage temporel des basses fréquences, les stratégies de structure fine peuvent effectivement améliorer la qualité du son et la perception des basses fréquences.

Quelques années plus tard, Medel a sorti la seconde variante FS4, qui repose sensiblement sur le même principe que FSP et qui stimule les 4 canaux apicaux. La différence réside dans le fait que l'implant, lorsqu'il détecte un passage à zéro et une phase positive, délivre simplement 2 impulsions et arrête la stimulation du canal jusqu'à un nouveau passage à zéro et une phase positive détectés. Cela permet, tout comme FSP, de véhiculer l'information de périodicité dans les basses fréquences. Mais surtout, le fait d'envoyer beaucoup moins d'impulsions électriques sur les canaux apicaux va permettre de limiter les interactions et de délivrer un message électrique beaucoup plus propre, avec la même information de périodicité. La **figure 12**, extraite de Zierhofer (2003) est une illustration de ce qui est délivré en sortie d'implant avec les stratégies FSP et FS4.

Dans la mesure où la stratégie FS4 est supposée limiter les interactions sur les canaux apicaux, on s'attend à ne plus observer de confusion de tonie, comme il a pu être observé dans les études de Baumann et Nobbe (2006) et de Gani et al. (2007). C'est ce que Rader et al. (2016) ont cherché à mettre en évidence. Les sujets recrutés ont reçu un IC, avec une insertion profonde, sur une cophose unilatérale et leur oreille controlatérale était normale. Le but de l'étude était d'évaluer l'intérêt

Figure 12. Stratégies à structure fine de Medel. En haut (a) : signal acoustique d'entrée, en sortie du filtre. Au milieu (b) : signal délivré par l'implant avec la stratégie FSP, l'implant stimule uniquement pendant les phases positives du signal d'entrée. En bas (c) : signal délivré par l'implant avec la stratégie FS4, l'implant envoie 2 impulsions rapide, dès qu'il détecte une phase positive en entrée. D'après Zierhofer (2003).



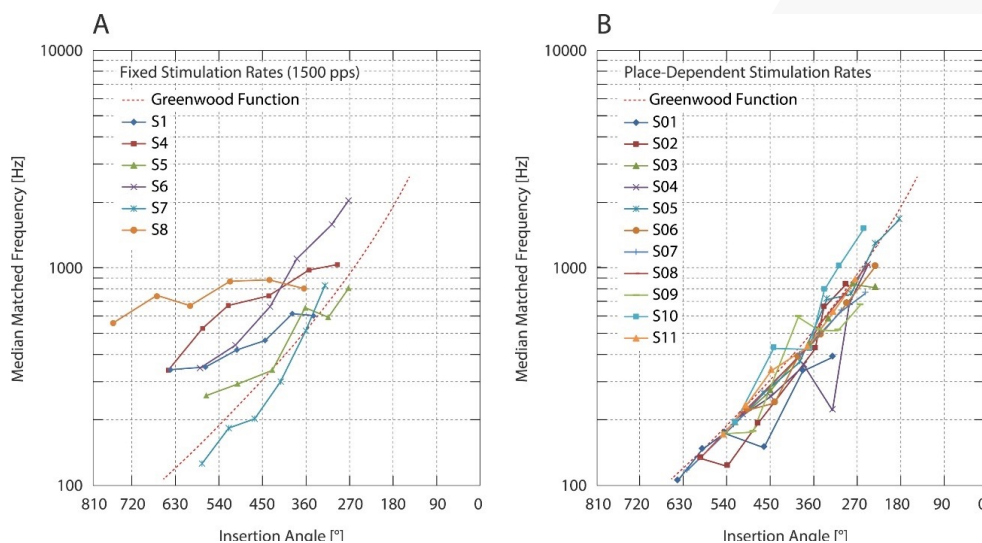


Figure 13. Fonction tonotopique résultant de la stimulation à cadence indépendante, fixe à 1500 impulsions par seconde (A) et à cadence place-dépendante (B). D'après Rader et al. (2016).

de la stimulation à cadence place-dépendante (type FS4), par rapport à une stimulation à cadence fixe. Une première partie de l'étude visait à évaluer la fonction tonotopique par rapport à l'équation de Greenwood. La seconde partie visait à comparer la tonie entre l'oreille normale et l'oreille implantée. La figure 13 compare la

fonction tonotopique résultant de la stimulation à cadence place-dépendante (à droite) versus à cadence indépendante, fixe à 1500 impulsions par seconde - pps (à gauche). Il apparaît évident que la stimulation à cadence place-dépendante est beaucoup plus proche des prédictions de l'équation de Greenwood (en rouge sur la figure 13).



EMBOUT CHRONO

AUDIOPROTHÈSE - PROTECTION AUDITIVE



24H



numérique



€

Fabrication rapide :
Départ de nos locaux le jour même ou le lendemain de la réception des empreintes.

Fabrication numérique :
Plus de qualité. Stockage gratuit des empreintes et de la fabrication

Prix compétitif :
L'ambition d'Embout Chrono est de vous proposer les meilleurs produits aux meilleurs tarifs

www.embout-chrono.fr

Nous fabriquons les embouts uniquement de façon numérique afin d'améliorer la précision, et la rapidité de fabrication. Nous fabriquons tous les types d'embouts pour l'audioprothèse. Nous sommes enregistrés à l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé et certifiés conforme à la directive 93/42/CEE.

Le protocole Embout Chrono

Réception des empreintes



Scan des empreintes



Conception des embouts



Fabrication des embouts



Finition des embouts

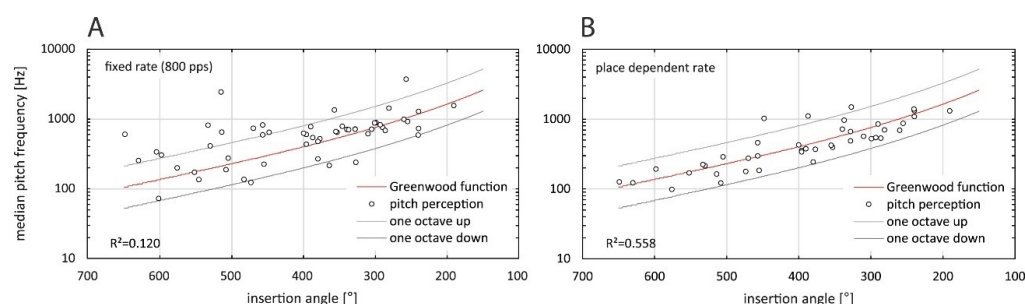


Envoi des embouts



Les 4 premiers embouts offerts

Figure 14. Fonction tonotopique résultant de la stimulation à cadence indépendante, fixe à 1500 impulsions par seconde (A) et à cadence place-dépendante (B). D'après Rader et al. (2016).



En ce qui concerne la tâche de comparaison de tonie entre oreille normale et implantée, les résultats sont présentés **figure 14**. Lorsque la cadence de stimulation est fixe (ici à 800 pps), la sensation de hauteur dévie très largement des prédictions de Greenwood, en particulier au-delà de 450° d'insertion. On dénombre alors 17 mesures pour lesquelles le ressenti est supérieur à 1 octave par rapport à la prédiction (A). En revanche, lorsqu'on utilise une cadence de stimulation place-dépendante, l'ensemble des points se rapprochent de la prédiction de Greenwood à +/- 1 octave, exceptés 3 (B). Ceci est encore plus vrai pour les points au-delà de 450° d'insertion, ce qui confirme bien que les neurones apicaux (au-delà du 1er tour basal) sont sensibles à la cadence de stimulation. Ces tests d'appariement des hauteurs chez des utilisateurs d'IC atteints de surdité unilatérale montrent que les taux de stimulation dépendants du lieu permettent une restauration jusqu'ici inégalée de la perception tonotopique des hauteurs.

EFFET DE L'ALIGNEMENT TONOTOPIQUE

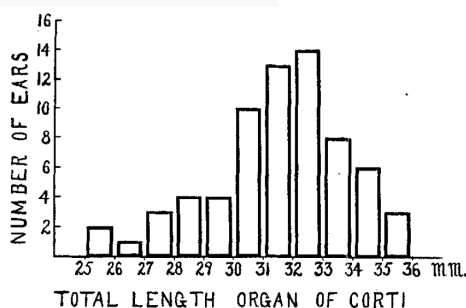
Enfin, pour que la stimulation de l'IC soit encore plus naturelle, il faut faire en sorte que la discordance tonotopique soit toujours réduite. Cela implique de faire correspondre les bandes-passantes des canaux de l'IC au lieu tonotopique de chaque canal. Les travaux de Canfarotta et al. (2020) et de Aljazeera et al. (2022) ont montré l'intérêt d'offrir une couverture complète de la cochlée par l'IC. Dans ce but, l'électrode Standard (historique) développée par Medel a une longueur de 31 mm. Mais il a été constaté que ce porte-électrode était trop long pour certaines cochlées et le chirurgien était parfois obligé de laisser un

voire 2 contacts en dehors de la cochlée, ce qui pourrait être pénalisant pour le patient si des canaux devaient être désactivés par la suite. A partir des années 2000, avec l'avènement de la Stimulation Electro-Acoustique (EAS), Medel a développé toute une gamme d'électrodes atraumatiques (les électrodes Flex) de différentes longueurs. Là encore, les équipes d'implantation ont constaté que toutes les électrodes n'étaient pas adaptées à toutes les cochlées. Medel s'est donc inspiré des travaux de Hardy (1938) qui avait mesuré la longueur de l'organe de Corti de 68 cochlées humaines (**Figure 15**), pour continuer d'optimiser la conception de ses porte-électrodes. Cela a conduit au développement de l'électrode Flex 28 (électrode atraumatique de 28 mm) qui vise à couvrir l'intégralité de la longueur cochléaire d'une grande majorité de cochlées, par rapport à l'électrode de 31 mm.

En parallèle, Medel a distribué le logiciel CDL (Cochlear Duct Length), intégré ensuite dans le logiciel Otoplan. Cet outil vise à prédire et à mesurer la longueur de la cochlée d'un patient à partir de son scanner pré-opératoire, dans le but de choisir le porte-électrode qui aura une longueur optimale. L'intérêt est de pouvoir individualiser la longueur du porte-électrode pour chaque patient, afin de maximiser la couverture cochléaire. Otoplan permet également, à partir du scanner post-opératoire, de visualiser la position des contacts des électrodes et ainsi, de calculer, à partir des équations de Greenwood (1990) et de Stakhovskaya et al. (2007), la bande passante associée à la position de chaque électrode dans la cochlée. Ces bandes passantes peuvent ensuite être importées dans le logiciel de réglage par le régleur, pour ajuster la répartition fréquentielle des différentes électrodes. Cette stratégie a été nommée Anatomy-Based Fitting (ABF).

Plusieurs arguments sont en faveur de l'hypothèse que la distribution fréquentielle allouée à l'implant peut être optimisée. Par défaut, la stratégie FS4 a une distribution fréquentielle qui s'étend de 70 à 8500 Hz. Or, quel que soit le porte-électrode utilisé, il n'est pas possible d'atteindre l'apex cochléaire, ne serait-ce qu'à cause du diamètre du porte-électrode à son extrémité apicale. D'autre part, nous savons que l'oreille humaine est sensible aux fréquences allant de 20 Hz à 20 000 Hz et l'étude de Stakhovskaya et al. (2007) indique que les tonotopies cochléaire et ganglionnaire débutent à 20 Hz, à l'apex cochléaire. Cependant, pour les sons de très basses fréquences, il n'est pas clairement établi si le codage est encore tonotopique ou

Figure 15. Distribution de la longueur totale de l'organe de Corti, sur 68 sujets. D'après Hardy (1938).



Tonotopic matching

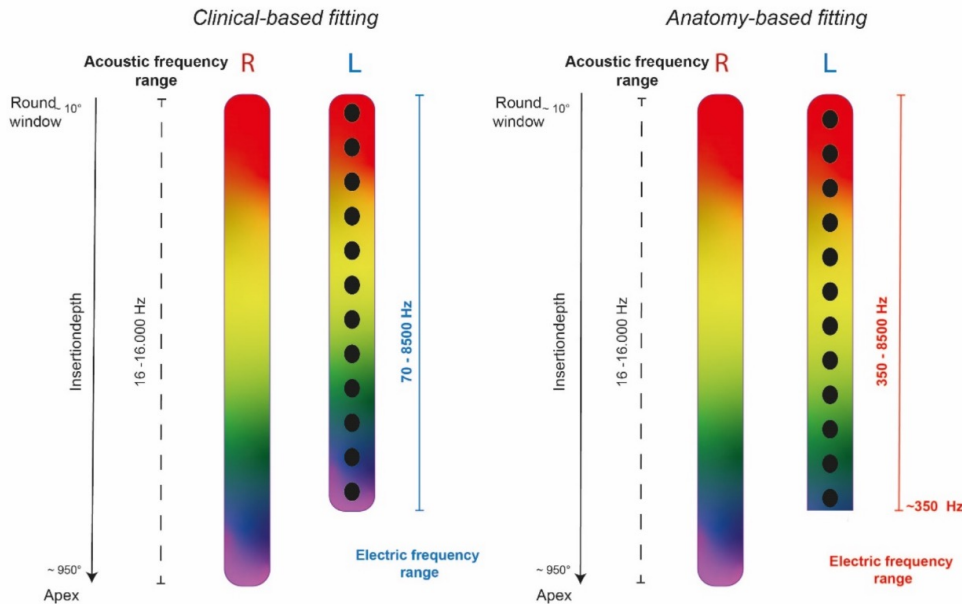


Figure 16. Les bandes colorées représentent les distributions fréquentielles acoustiques allant de 16 à 16 000 Hz sur une oreille droite (R) non implantée. Les bandes colorées avec des points noirs représentent les distributions fréquentielles électriques sur une oreille gauche (L) implantée cochléaire. Le graphique de gauche illustre une répartition fréquentielle classique complète sur l'IC, de 70 à 8500 Hz (CBF) qui entraîne un décalage important aux basses fréquences. Le graphique de droite illustre une répartition fréquentielle décalée vers les hautes fréquences (ABF) pour réduire le décalage. D'après Kurz et al. (2025).

s'il est majoritairement temporel. Cet ensemble d'éléments laissent supposer qu'il n'est peut-être pas pertinent de démarrer la stimulation de l'IC à une fréquence aussi basse que 70 Hz.

Plusieurs études ont montré l'intérêt de l'ABF par rapport à la stratégie FS4. En particulier, 2 études de Kurz et al. sur des patients implantés bilatéraux (2023) et sur des patients ayant reçu un IC sur une cophose unilatérale avec une oreille controlatérale normale (2025). Pour les 2 études, les auteurs ont comparé la distribution fréquentielle classique (CBF = Clinical-Based Fitting) à la distribution ABF. La distribution ABF étant basée sur la tonotopie, cela implique de faire démarrer la stimulation de l'IC à partir de 300 ou 400 Hz chez certains patients (figure 16 pour illustration). Dans les 2 études, la distribution ABF fournissait des résultats significativement meilleurs pour la compréhension dans le calme et en milieu bruyant, en particulier pour les effets binauraux de sommation et de squelch ($p < 0,01$).

Cela signifie qu'un patient privé des 200 à 400 premiers Hz sur son IC est capable d'obtenir un bénéfice substantiel, dès lors que la distribution tonotopique est respectée par son implant. Ces études ont donc mis en évidence qu'il est plus profitable de privilégier le respect de la tonotopie cochléaire, plutôt que de chercher à stimuler une bande fréquentielle très grave par l'implant. Avec une information moins riche en fréquence, le message délivré sera de meilleure qualité. En trouvant le bon compromis, les patients peuvent obtenir une écoute plus naturelle et une meilleure compréhension. Pour bénéficier de tout le potentiel de l'implant, il est donc important d'individualiser la chirurgie, le matériel et le réglage à chaque patient. C'est à dire combiner une couverture cochléaire complète par le porte-électrode, une cadence de stimulation adaptée, en particulier à partir du 2ème tour cochléaire, et une distribution fréquentielle ajustée sur la position des électrodes dans la cochlée. ■

RÉFÉRENCES

Aljazeera I, Hamed N, Abdelsamad Y, Sharif T, Al-Mo-mani M, Hagr A. Anatomy-Based Frequency Allocation in Cochlear Implantation: The Importance of Cochlear Coverage. *Laryngoscope*. 2022;132(11):2224-2231.

Anderson S, Parbery-Clark A, Yi HC, Kraus N. A neural basis of speech-in-noise perception in older adults. *Ear Hear*. 2011;32(6):750-757.

Ariyasu L, Galey FR, Hilsinger R Jr, Byl FM. Computer-generated three-dimensional reconstruction of the cochlea. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1989;100(2):87-91.

Arnoldner C, Riss D, Brunner M, Durisin M, Baumgartner WD, Hamzavi JS. Speech and music perception with the new fine structure speech coding strategy: preli-

minary results. *Acta Otolaryngol*. 2007;127(12):1298-1303.

Başkent D, Shannon RV. Combined effects of frequency compression-expansion and shift on speech recognition. *Ear Hear*. 2007;28(3):277-289.

Baumann U, Nobbe A. The cochlear implant electrode-pitch function. *Hear Res*. 2006;213(1-2):34-42.

Boëx C, Baud L, Cosendai G, Sigrist A, Kós MI, Pelizzone M. Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2006;7(2):110-124.

Boëx C, Kós MI, Pelizzone M. Forward masking in different cochlear implant systems. *J Acoust Soc Am*. 2003;114(4 Pt 1):2058-2065.

Buchman CA, Dillon MT, King ER, Adunka MC, Adunka

OF, Pillsbury HC. Influence of cochlear implant insertion depth on performance: a prospective randomized trial. *Otol Neurotol*. 2014;35(10):1773-1779.

Canfarotta MW, Dillon MT, Buss E, Pillsbury HC, Brown KD, O'Connell BP. Frequency-to-Place Mismatch: Characterizing Variability and the Influence on Speech Perception Outcomes in Cochlear Implant Recipients. *Ear Hear*. 2020;41(5):1349-1361.

Dillon MT, Buss E, King ER, et al. Comparison of two cochlear implant coding strategies on speech perception. *Cochlear Implants Int*. 2016;17(6):263-270.

Dorman MF, Loizou PC, Rainey D. Simulating the effect of cochlear-implant electrode insertion depth on speech understanding. *J Acoust Soc Am*. 1997;102(5 Pt 1):2993-2996.

RÉFÉRENCES (SUITE)

Eddington DK, Dobelle WH, Brackmann DE, Mladejovsky MG, Parkin JL. Auditory prostheses research with multiple channel intracochlear stimulation in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1978;87(6 Pt 2):1-39.

Gani M, Valentini G, Sigrist A, Kós MI, Boëx C. Implications of deep electrode insertion on cochlear implant fitting. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(1):69-83.

Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. *J Acoust Soc Am*. 1990;87(6):2592-2605.

Hardy M. The length of the organ of Corti in man. *Am J Anat*. 1938;62:291-311.

Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol*. 2003;123(5):612-617.

Hochmair I, Hochmair E, Nopp P, Waller M, Jolly C. Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hear Res*. 2015;322:14-23.

Kurz A, Herrmann D, Hagen R, Rak K. Using Anatomy-Based Fitting to Reduce Frequency-to-Place Mismatch in Experienced Bilateral Cochlear Implant Users: A Promising Concept. *J Pers Med*. 2023;13(7):1109.

Kurz A, Herrmann D, Müller-Graff FT, Voelker J, Hackenberg S, Rak K. Anatomy-based fitting improves speech perception in noise for cochlear implant recipients with single-sided deafness. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2025;282(1):467-479.

Lorens A, Zgoda M, Obrycka A, Skarzynski H. Fine Structure Processing improves speech perception as well as objective and subjective benefits in pediatric MED-EL COMBI 40+ users. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2010;74(12):1372-1378.

McDermott H, Sucher C, Simpson A. Electro-acoustic stimulation. Acoustic and electric pitch comparisons. *Audiol Neurotol*. 2009;14 Suppl 1:2-7.

Middlebrooks JC. Effects of cochlear-implant pulse rate and inter-channel timing on channel interactions and thresholds. *J Acoust Soc Am*. 2004;116(1):452-468.

Müller J, Brill S, Hagen R, et al. Clinical trial results with the MED-EL fine structure processing coding strategy in experienced cochlear implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2012;74(4):185-198.

Prentiss S, Staeker H, Wolford B. Ipsilateral acoustic electric pitch matching: a case study of cochlear implantation in an up-sloping hearing loss with preserved hearing across multiple frequencies. *Cochlear Implants Int*. 2014;15(3):161-165.

Rader T, Döge J, Adel Y, Weissgerber T, Baumann U. Place dependent stimulation rates improve pitch perception in cochlear implant recipients with single-sided deafness [published correction appears in *Hear Res*. 2017 Oct;354:109. doi: 10.1016/j.heares.2017.09.009]. *Hear Res*. 2016;339:94-103.

Riss D, Hamzavi JS, Katzinger M, et al. Effects of fine structure and extended low frequencies in pediatric cochlear implant recipients. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2011;75(4):573-578.

Song JH, Skoe E, Banai K, Kraus N. Perception of speech in noise: neural correlates. *J Cogn Neurosci*. 2011;23(9):2268-2279.

Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(2):220-233.

Vermeire K, Punte AK, Van de Heyning P. Better speech recognition in noise with the fine structure processing coding strategy. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2010;72(6):305-311.

Zierhofer, CM. (2003). Electrical nerve stimulation based on channel specific sampling sequences, U.S. Patent 6,594,525.

Rejoignez le réseau

des audioprothésistes 100% indépendants

Formation • Développement • Partage d'expérience



dyapason

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION











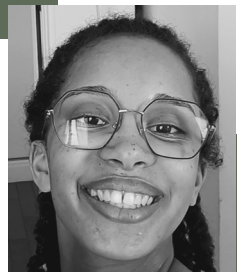








AÏSSETOU
SYLLA



AUDIOPROTHÉSISTE D.E.,
DIPLOMÉE DE PARIS

MAÎTRE DE MÉMOIRE :
ARNAUD COEZ,
AUDIOPROTHÉSISTE
PARIS, MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

MOTS CLÉS

*Audiométrie vocale,
temps de réaction,
voix, intelligence
artificielle*

ANALYSE DES RÉSULTATS DES TESTS D'AUDIOMÉTRIE VOCALE : QUELLES INFORMATIONS EXPLOITER ?

Contexte : À ce jour, l'évaluation de l'efficacité prothétique repose sur l'analyse de données quantitatives à l'image du gain prothétique tonal et vocal ou des seuils d'intelligibilité dans le calme et dans le bruit. Ces éléments nous offrent de la visibilité quant aux informations auditives restituées mais peu quant aux potentiels effets annexes de leur intégration centrale.

Objectif : Parvenir à extraire des données qualitatives complémentaires des tests d'audiométrie vocale, de manière automatisée, sans outrepasser le cadre habituel d'un rendez-vous de contrôle audioprothétique. Cette étude se concentre sur l'extraction du temps de réaction et de certaines des caractéristiques vocales des sujets.

Méthode : 9 sujets malentendants ont passé une audiométrie vocale dans le calme, réalisée à l'aide des listes dissyllabiques de Lafon en voix de femme, ainsi que le Framatrix, avec et sans appareils avant de se soumettre à un exercice de lecture à voix haute, appareils éteints positionnés dans leurs oreilles. Leur voix a été enregistrée sur toute la durée du protocole et les données recherchées ont été extraites de manière automatisée grâce l'application de modèles d'intelligence artificielle. Les résultats obtenus ont été comparés à ceux de notre groupe référence de 13 normo-entendants.

Résultats : Nos résultats montrent que l'appareillage permet une normalisation des temps de réaction des malentendants tant que le réglage proposé entraîne une amélioration de leur intelligibilité. Il semble que ce bénéfice ne soit observable qu'à condition que les temps de réaction soient relevés au cours d'un test pour lequel la difficulté ressentie est représentative du profil audiométrique du sujet. Par ailleurs, parmi les caractéristiques vocales extraites, nous avons identifié la largeur de la bande passante spectrale, le contraste spectral, le centroïde spectral ainsi que l'énergie quadratique moyenne comme susceptibles d'être sensibles à la déficience auditive.

Conclusion : L'enregistrement de la voix des sujets lors des tests d'audiométrie vocale nous a permis d'accéder, de manière automatisée, à des informations qualitatives pertinentes pour l'évaluation de l'efficacité prothétique. Par ailleurs, nos résultats nous encouragent à penser que l'appareillage pourrait retentir sur des domaines annexes à l'audition, tels que la production vocale.

CONTEXTE

Dans la pratique courante, les audioprothésistes ont recours aux tests d'audiométrie tonale et vocale dans le silence et dans le bruit pour l'ajustement du réglage des appareils auditifs de leurs patients, ainsi que pour l'évaluation de l'efficacité prothétique. Les principales données exploitées sont alors :

- Les seuils audiométriques liminaires et supraliminaires sans et avec appareils auditifs
- Le seuil d'intelligibilité dans le silence, ou SRT (50), sans et avec appareils auditifs
- Le maximum d'intelligibilité et l'intensité pour laquelle il est atteint, sans et avec appareils auditifs
- La corrélation entre les audiométries tonale et vocale dans le silence
- Le seuil d'intelligibilité dans le bruit, sans et avec appareils auditifs

Dans ce contexte, nous formulons la problématique suivante : Quelles informations complémen-

taires peut-on obtenir de l'audiométrie vocale, sans allonger son temps de passation et sans outrepasser le cadre usuel de la pratique audioprothétique ?

Pour y répondre, nous nous sommes intéressés au temps de réaction, qui est décrit comme traduisant la difficulté de la tâche, dont il semble que l'analyse soit pertinente pour l'évaluation de l'efficacité prothétique (Gatehouse and Gordon, 1990) (Filippi, 2018) et dont la procédure d'extraction est désormais automatisée (Lasry, 2023), ainsi qu'à la voix des malentendants, dont on sait que l'analyse, par l'utilisation d'outils numériques d'intelligence artificielle permet la consolidation du diagnostic précoce de pathologies telles que la maladie de Parkinson et le parkinsonisme atypique (Daoudi et al., 2022). Nous nous sommes donc demandé si la voix des malentendants pouvait contenir des marqueurs de leur déficience auditive et si leur analyse pouvait être pertinente dans le cadre audioprothétique.

ÉTAT DE L'ART

EFFORT D'ÉCOUTE ET TEMPS DE RÉACTION

L'effort d'écoute peut être défini comme la quantité de ressources de traitement allouées à une tâche auditive spécifique lorsque les exigences de la tâche sont élevées et que l'auditeur s'efforce d'atteindre un haut niveau de performance (Rönnberg et al., 2013). La déficience auditive positionne le malentendant dans des conditions d'écoute défavorables, le contraignant à fournir un effort plus conséquent pour une tâche équivalente.

Le temps de réaction à un exercice de reconnaissance vocale est défini comme étant le délai entre la fin de l'émission du signal de référence et le début de la répétition de celui-ci par le sujet (Blaszak, 2008). Ce délai est celui nécessaire à l'application du processus cognitif de décryptage du stimulus ainsi qu'à la programmation neurolinguistique précédant la répétition de la parole. Lorsque l'environnement d'écoute est défavorable et que le stimulus n'est que partiellement perçu, le processus de décryptage de la parole est alourdi par la mise en place de compensations cérébrales, et l'on observe un allongement du temps de réaction. Plusieurs études ont utilisé cette mesure pour évaluer l'effort d'écoute, notamment celle de (Gatehouse and Gordon, 1990).

DEEP LEARNING ET EXTRACTION DES TEMPS DE RÉACTION DÉFINITIONS

Reconnaissance automatique de la parole (ASR)

Les modèles de reconnaissance automatique de la parole (ASR) permettent la transcription textuelle du langage oral (Herff and Schultz, 2016).

Détection d'activité vocale (VAD)

La détection de l'activité vocale fait référence au processus d'identification des régions d'un flux audio qui contiennent de la parole. Cette technologie peut être utilisée en amont de l'exécution d'un modèle de reconnaissance automatique de la parole, afin de limiter le risque d'hallucination de celui-ci et de pratiquer une segmentation précise des enregistrements (Bain et al., 2023). Par « hallucination », nous entendons que le modèle de reconnaissance automatique de la parole détecterait un message vocal dans une région silencieuse du signal audio.

Whisper Timestamped

L'extension Whisper Timestamped, du modèle de reconnaissance automatique de la parole Whisper, s'appuie sur l'utilisation d'un détecteur d'activité vocale en amont de l'application de l'ASR, ainsi que de la technique de Déformation Temporelle

Dynamique (Dynamic Time Wrapping) pour fournir un horodatage précis (Louradour, 2023).

Déformation Temporelle Dynamique (Dynamic Time Wrapping)

La Déformation Temporelle Dynamique est le nom d'une classe d'algorithmes permettant la comparaison de séries de valeurs entre elles. Le principe étant d'étirer ou de comprimer localement l'une d'elle, afin qu'elle ressemble le plus possible à l'autre. La distance entre les deux séries est ensuite calculée par l'addition des distances des éléments individuels alignés (Giorgino, 2009).

Dans le cadre de l'horodatage, c'est la recherche de l'alignement entre l'enregistrement et sa transcription qui permet d'obtenir des résultats fiables et affinés à l'échelle du mot (Louradour, 2023).

Extraction des temps de réaction au Framatrix

Comme évoqué par (Lasry, 2023), la technologie de détection d'activité vocale est mise en échec par certains RSB atteints lors du Framatrix, empêchant l'application de la méthodologie décrite précédemment. Dans le cas du Framatrix, et ayant connaissance du mode de présentation des phrases décrit par (Jansen et al., 2012), nous nous intéressons à la détection d'activité sonore proposée par la bibliothèque pyAudioAnalysis (Giannakopoulos, 2015) pour l'extraction des temps de réaction de nos sujets.

ÉTUDE DE LA VOIX DES MALENTENDANTS

L'audition étant une aptitude indispensable à la régulation de la voix (Hengen et al., 2018), plusieurs études ont conjecturé que la déficience auditive pourrait entraver le fonctionnement de la boucle de rétrocontrôle et se sont intéressées à l'analyse du modèle de production vocale des malentendants. Les résultats de ces travaux indiquent qu'il est possible d'observer des modifications de la production vocale à partir d'une déficience auditive légère (Akil et al., 2017) et le différentiel avec la population normo-entendante semble s'accroître à mesure que le degré de la perte augmente (Mora et al., 2012).

Par ailleurs, nos recherches bibliographiques ; (Mora et al., 2012), (Akil et al., 2017), (Ferrand, 2002), (Leder et al., 1987) montrent que les caractéristiques acoustiques les plus fréquemment retenues pour l'analyse sont :

- ✦ La fréquence fondamentale
- ✦ Le jitter
- ✦ Le shimmer
- ✦ Le rapport harmoniques/bruit (Harmonics to Noise Ratio)
- ✦ L'« indice de phonation douce » (Soft Phonation Index)

Cependant, il semble que ces paramètres ne permettent pas de discriminer les malentendants équipés de ceux qui ne le sont pas (Hengen et al., 2018), (Leder et al., 1987). Nous avons donc choisi d'extraire de nouvelles caractéristiques, dont voici les définitions :

**LA VOIX DES MALENTENDANTS
PEUT-ELLE CONTENIR DES
MARQUEURS DE LEUR DÉFICIENCE
AUDITIVE ET LEUR ANALYSE PEUT-
ELLE ÊTRE PERTINENTE DANS LE
CADRE AUDIOPROTHÉTIQUE ?**

- ↗ La fréquence fondamentale
- ↗ Le centroïde spectral, descripteur acoustique du timbre qui représente le poids relatif des basses fréquences et des hautes fréquences et qui correspond à la brillance du son (McAdams et al., 2010)
- ↗ La largeur de la bande passante spectrale
- ↗ Le contraste spectral, qui est la différence entre les amplitudes de crête et de vallée de l'énergie sonore sur le spectre fréquentiel (So et al., 2020)
- ↗ Le taux de passage à zéro, qui reflète la fluidité de l'onde en indiquant le nombre de fois où elle passe du positif au négatif (Dwivedi et al., 2023)
- ↗ L'énergie quadratique moyenne (RMSE), qui est un indicateur du niveau sonore moyen d'un signal audio dans le temps

L'étude de ces paramètres nous permet d'aborder la parole sous ses aspects prosodique et acoustique.

OBJECTIFS

L'objectif de ce mémoire est de parvenir à exploiter l'enregistrement de la voix des participants lors de l'audiométrie vocale pour l'extraction d'indices complémentaires au seuil et au maximum d'intelligibilité pour l'évaluation de l'efficacité prothétique. L'enjeu étant de ne pas allonger le temps de passation des tests utilisés et de ne pas outrepasser le cadre usuel de la pratique audioprothétique.

Concernant l'analyse de la voix de nos sujets, nous souhaitons extraire des caractéristiques vocales et comparer les valeurs obtenues pour les normo-entendants et les malentendants sans appareils entre elles, l'objectif à plus long terme étant de pratiquer cette même analyse entre les malentendants sans appareils et les malentendants avec appareils afin d'en jauger la pertinence dans le cadre de l'évaluation de l'efficacité prothétique.

POPULATION ÉTUDIÉE

Afin d'obtenir des valeurs de référence pour l'ensemble des grandeurs étudiées, il a été nécessaire de constituer un échantillon de normo-entendants additionnel au groupe cible de malentendants. Les critères respectés pour la sélection des sujets sont les suivants :

Nous avons ainsi constitué :

- ↗ Un groupe de 13 normo-entendants âgés de 18 à 21 ans, composé de 12 femmes et d'un homme
- ↗ Ungroupe de 9 malentendants presbycusiques âgés de 61 à 91 ans, composé de 7 femmes et de 2 hommes

MATÉRIEL ET MÉTHODE

MATÉRIEL UTILISÉ

En dehors de l'équipement habituellement présent en cabine audiométrique, l'application du protocole a nécessité l'installation et l'utilisation d'un matériel spécifique à l'enregistrement vocal et à l'extraction des données ciblées :

- ↗ Un haut-parleur unique
- ↗ Un microphone casque
- ↗ Une carte son Focusrite Scarlett 2i2 G4
- ↗ Un ordinateur portable
- ↗ Le logiciel Focusrite Control 2
- ↗ Le logiciel Audacity
- ↗ Le détecteur d'activité vocale de Silero et le modèle de reconnaissance automatique de la parole Whisper Timestamped

Les paramètres audio du logiciel d'enregistrement Audacity - la fréquence d'échantillonnage $F_s = 48$ kHz en particulier - ont été configurés de manière à préserver au mieux l'intégrité du signal vocal d'origine.

PROTOCOLE

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

À la suite d'une vérification de l'adéquation de leur profil aux critères d'inclusion de l'étude, une calibration du gain du canal du microphone était réalisée en début de protocole pour chaque sujet. La calibration du gain du canal du haut-parleur était effectuée à chaque changement de test. La phase d'acquisition des données, durant laquelle était pratiqué l'enregistrement de la voix des sujets se déroulait de la manière suivante :

- ↗ Réalisation d'une audiométrie vocale dans le calme, avec les listes dissyllabiques de Lafon émises à trois intensités en voix de femme
- ↗ Réalisation du Framatrix sur une liste de 20 phrases précédée d'un entraînement de 10 phrases
- ↗ Exercice de lecture à voix haute en condition « oreilles bouchées »

Fréquence (HZ)	Normo-entendants	Malentendants
Critères d'inclusion	- Agés de 18 à 24 ans - Présentant une perte de moins de 10 dB pour au moins 8 fréquences parmi les 10 testées entre 250 Hz et 8 kHz (selon la norme ISO 8253-3 pour l'établissement d'une norme vocale) - N'ayant pas connaissance des listes dissyllabiques de Lafon	- Agés de plus de 50 ans - Présentant une perte tonale moyenne bilatérale symétrique selon la classification du BIAP - Appareillés depuis plus de 6 mois

Tableau 1. Critères d'inclusion de l'étude

PRIX DU POSTER 2024

ENSEIGNEMENT POST UNIVERSITAIRE

Ce protocole se déclinait en deux versions adaptées aux caractéristiques de la population d'appartenance du sujet. Ainsi, concernant l'audiométrie vocale dans le calme, les intensités d'émissions des listes choisies étaient 40, 30 et 20 dB pour les normo-entendants et 80, 65 et 50 dB pour les malentendants. Ces derniers effectuaient une première fois chaque test avec leurs appareils avant de recommencer sans. Enfin, la condition « oreilles bouchées » évoquée pour l'exercice de lecture consistait en l'utilisation de pâte à empreinte pour les normo-entendants tandis qu'elle impliquait la présence des appareils éteints dans leurs oreilles pour les malentendants.

À l'issue de chaque étape du protocole expérimental, les fichiers audios étaient sauvegardés, puis exportés sous format wav.

PROTOCOLE ANALYTIQUE

Pré-traitement des enregistrements

Par la suite, les enregistrements récoltés étaient prétraités de la manière suivante :

- Rééchantillonnage à 16 kHz par souci de compatibilité avec les modèles d'intelligence artificielle utilisés
- Normalisation systématique et indépendante des deux voies des enregistrements de sorte que leur amplitude atteigne -0,5 dB
- Application indépendante, via Audacity, d'un Noisegate sur chacune des voies des

enregistrements, afin de supprimer les signaux parasites d'amplitude supérieure à un niveau préalablement fixé, notamment l'éventuelle repique du signal émis par le haut-parleur sur la voie microphonique.

Obtention des valeurs de temps de réaction

Dans un premier temps, les enregistrements prétraités étaient soumis au détecteur d'activité vocale de Silero, dont le rôle était d'identifier les segments susceptibles de contenir de la parole afin de limiter le risque d'hallucination du modèle de reconnaissance automatique de la parole utilisé par la suite, dans les moments de silence. Enfin, le modèle medium de Whisper Timestamped était exécuté, et retournait un datage du début (start-ref) et de la fin (end-ref) de chaque mot énoncé par le haut-parleur ainsi qu'un datage du début (start-loc) et de la fin (end-loc) de chaque mot répété par le sujet, tandis que le modèle large était utilisé pour la transcription de la voie de référence et du mot émis par le locuteur.

Remarque : Lors de l'installation du matériel, nous avons constaté un décalage de 20 ms entre le signal récupéré sur la voie de référence et l'émission de ce même signal par le haut-parleur. Un tel déphasage n'étant pas négligeable, le code a été modifié pour appliquer, de manière systématique, un correctif dans les résultats retournés.

Figure 1. Tableau Excel des résultats des temps de réaction.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Fichier_wa	text_ref	text_loc	start_ref	end_ref	start_loc	end_loc	ff_end	start_ref	end_ref	start_loc	end_loc	ff_end
2	0	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####
3	1	001-NS AV genou	Genou	4,015	Genoux	Genoux	4,615	5,095	5,575	0,48	0,96	1,08	
4	2	001-NS AV lundi	Lundi	8,095	Lundi	Lundi	8,815	9,155	9,835	0,34	1,02	1,06	
5	3	001-NS AV Sommet	Sommeil	13,115	Sommeil	Sous-titra	13,755	14,055	14,675	0,3	0,92	0,94	
6	4	001-NS AV cerceau	Verso	16,615	Cerceau	Cerceau	17,335	17,635	18,275	0,3	0,94	1,02	
7	5	001-NS AV Buffet	Buffet	20,615	Buffet	Buffet	21,255	21,455	22,095	0,2	0,84	0,84	
8	6	001-NS AV ballon	Ballon	24,255	Ballon	Ballon	24,835	25,075	25,555	0,24	0,72	0,82	
9	7	001-NS AV Patron	Patrons	27,995	Patron	Patron	28,555	28,835	29,375	0,28	0,82	0,84	
10	8	001-NS AV mondial	Mon dieu.	31,535	Mondiau	Mendiant	32,175	32,455	33,615	0,28	1,44	0,92	
11	9	001-NS AV voisin	voisin	35,135	Voisin	Voisin	35,895	36,035	36,655	0,14	0,76	0,9	
12	10	001-NS AV rôti	ROTI	39,375	rôti	Rôti	39,975	40,295	40,895	0,32	0,92	0,92	
13	11	001-NS AV velours	Grenouille	55,575	velours	Grenouill	56,255	58,695	59,315	2,44	3,06	3,12	
14	12	001-NS AV jeudi	Jeudi	63,295	Jeudi	Jeudi.	63,815	64,155	64,635	0,34	0,82	0,86	
15	13	001-NS AV chaussons	J'suis bett	71,355	Chausson	Chausson	71,995	72,195	72,835	0,2	0,84	0,84	
16	14	001-NS AV costume	COSTUME	74,975	Costume	Costume	75,595	75,855	76,475	0,26	0,88	0,88	
17	15	001-NS AV Dessin	Dessin	80,955	Dessin	Dessin	81,555	81,815	82,375	0,26	0,82	0,86	
18	16	001-NS AV Vale		84,395	Valet.		84,955						
19	17	001-NS AV Carré	Carré	87,535	Carré	Carré	88,135	88,495	89,035	0,36	0,9	0,96	
20	18	001-NS AV Fagot	Fagot	91,135	Fagot	Fagot	91,735	92,175	92,695	0,44	0,96	1,04	
21	19	001-NS AV Lampion	Lentillon	94,535	Lampion	L'ampion	95,175	95,455	96,015	0,28	0,84	0,92	
22	20	001-NS AV Trenons	TREINO	98,195	Trainéau	Trainéau	99,275	99,015	99,395	-0,26	0,12	0,82	
23	21	001-NS AV Trenons	Sous-titra	98,195	Trainéau	Sous-titra	99,275	104,895	106,195	5,62	6,92	6,7	

Les résultats se présentaient sous la forme d'un unique tableau Excel par catégorie de test. La colonne K correspondait à l'estimation du temps de réaction par la différence entre la date de fin d'émission du mot par le haut-parleur et le début de sa répétition par le sujet.

Par ailleurs, le code couleur mettait en évidence les mots non répétés par le sujet, ainsi que ceux dont le temps de réaction estimé par le modèle était négatif ou inférieur à 200 ms, respectivement

en rouge, orange et jaune. Pour les deux derniers cas de figure cités, une vérification manuelle de la valeur obtenue était nécessaire.

Obtention des temps de réaction pour le cas particulier du Framatrix

Le détecteur d'activité vocale de Silero étant mis en échec par certains RSB atteints durant le Framatrix, il nous a été impossible d'utiliser la

Dispositif inscrit sur
la Liste des Produits
et Prestations
Remboursables.

BONEBRIDGE Implant à conduction osseuse

- ✓ Transmission des aigus jusqu'à 8000 Hz
- ✓ Indications HAS identiques aux aides auditives à ancrage osseux
- ✓ A partir de 5 ans



hearLIFE

medel.com

Système d'implant actif à conduction osseuse

Le dispositif BONEBRIDGE (BB) est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif médical DMIA inscrit à la LPPR et portant le marquage CE (numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités de transmission ou surdités mixtes (perte maximale en CO de 45dB) pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne ou osseuse est inefficace ou impossible. Surdités neurosensorielles unilatérales au moins sévères. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 01/2025. MED-EL, 400 avenue Roumanille, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00

méthode décrite ci-dessus pour l'extraction des temps de réaction de nos sujets. La littérature nous indique cependant que ce test a été conçu de telle façon que le bruit démarre 500 ms avant le début, et s'arrête 500 ms après la fin de chaque phrase (Jansen et al., 2012).

Nous avons donc utilisé un détecteur d'activité sonore, dont le rôle était de nous retourner le datage du début et de la fin de l'émission du bruit autour de la phrase, le temps de réaction étant donc $TR = (start-loc) + 500 \text{ ms}$

Extraction des caractéristiques vocales des sujets

Le pré-traitement utilisé pour la tâche d'extraction des caractéristiques vocales de nos sujets était identique à celui mis en place pour l'extraction de leurs temps de réaction, à l'exception des enregistrements de l'exercice de lecture, pour lesquels l'application d'un Noisegate était inutile. Une étape supplémentaire de segmentation au niveau du mot était cependant pratiquée par Whisper Timestamped et l'extraction des caractéristiques vocale ciblées a été réalisée par Marta Campi.

RÉSULTATS

ANALYSE DES TEMPS DE RÉACTION

TEMPS DE RÉACTION MESURÉS CHEZ LES NORMO-ENTENDANTS POUR 3 NIVEAUX D'INTENSITÉ

La tâche de répétition des mots par difficulté croissante (par diminution de l'audibilité) demande $344 \text{ ms} \pm 43 \text{ ms}$ à 40 dB, $486 \text{ ms} \pm 71 \text{ ms}$ à 30 dB et $968 \text{ ms} \pm 163 \text{ ms}$ à 20 dB. Ces différences sont significatives ($p < 0,05$).

TEMPS DE RÉACTION MOYENS CHEZ LES MALENTENDANTS SANS ET AVEC AA POUR 3 NIVEAUX D'INTENSITÉ

À 80 dB, la perception auditive sans appareils est bonne chez des sujets ayant une perte d'audition moyenne. Avec et sans appareils les sujets ont un pourcentage d'intelligibilité de la parole proche de 100% et des temps de réaction comparables de 350 ms ($p = 0,9$).

Pour des conditions d'écoute plus difficiles (60 dB), le temps de réaction avec appareils demeure de $350 \text{ ms} \pm 52 \text{ ms}$ mais il augmente de façon significative ($p = 0,009$) sans appareils $480 \text{ ms} \pm 78 \text{ ms}$.

Pour des conditions d'écoute extrêmement difficiles oreilles nues (50 dB), le temps de réaction moyen augmente très significativement sans appareils auditifs : $730 \text{ ms} \pm 190 \text{ ms}$, alors qu'il demeure à $360 \text{ ms} \pm 46 \text{ ms}$ avec appareils ($p = 0,031$) (Figure 2).

TEMPS DE RÉACTION MOYENS DES NORMO-ENTENDANTS À 40 DB ET DES MALENTENDANTS AVEC AA À 50 ET À 65 DB

Nous n'avons constaté aucune différence statistiquement significative entre le temps de réaction de référence des normo-entendants dans une condition d'écoute facile (40 dB) et celui des malentendants appareillés dans des conditions d'écoute facilitées par l'appareillage auditif, à 50 et à 65 dB (Figure 3).

TEMPS DE RÉACTION MOYENS DES NORMO-ENTENDANTS ET DES MALENTENDANTS SANS ET AVEC AA AU TEST FRAMATRIX

Le test Framatrix permet de déterminer le rapport signal sur bruit pour lequel les sujets sont suffisamment mis en difficulté pour ne répéter qu'un mot sur deux. Le RSB correspondant à un même niveau de difficulté (répétition de 50% des mots en l'occurrence) varie selon le profil audiométrique de chacun. En revanche, les temps de réaction moyens des normo-entendants et des malentendants sans ou avec appareils, reflète de la difficulté de la tâche, sont comparables : respectivement $TR = 1376 \text{ ms} \pm 130 \text{ ms}$, $TR = 1220 \text{ ms} \pm 131 \text{ ms}$ et $TR = 1214 \text{ ms} \pm 91 \text{ ms}$. Ainsi, les écarts entre les moyennes calculées pour les NE et les ME sans AA, pour les NE et les ME avec AA ainsi que pour les ME sans AA et les ME avec AA ne sont pas statistiquement significatifs (respectivement $p = 0,127$, $p = 0,104$ et $p = 0,785$) (Figure 4).

Figure 2. Comparaison des temps de réaction moyens des malentendants sans et avec AA à 50, 65 et 80 dB.

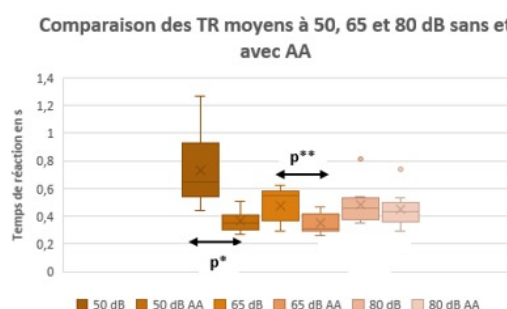


Figure 3. Comparaison des temps de réaction moyens des malentendants avec AA à 50 et à 65 dB à celui des normo-entendants à 40 dB.

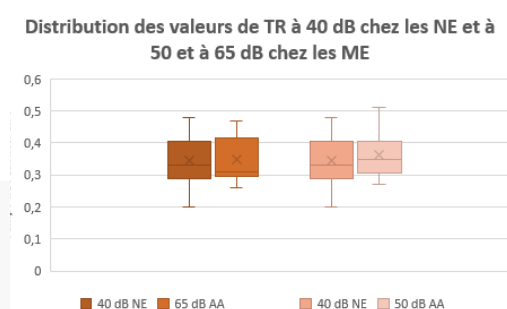
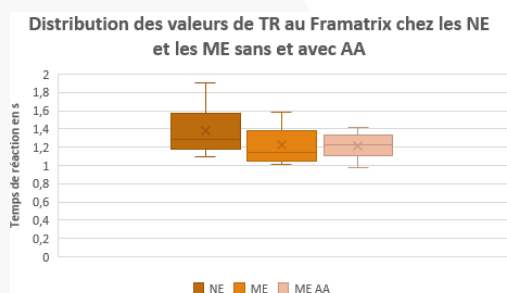


Figure 4. Comparaison des temps de réaction moyens des normo-entendants et des malentendants sans et avec AA au Framatrix.



ANALYSE DES CARACTÉRISTIQUES VOCALES COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS POUR LES NE ET LES ME À L'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE SILENCE

À l'audiométrie vocale dans le silence, nous

observons une diminution significative de la largeur de la bande passante spectrale, ainsi que du contraste spectral de la voix des malentendants par rapport aux valeurs obtenues pour les normo-entendants (Figure 5).

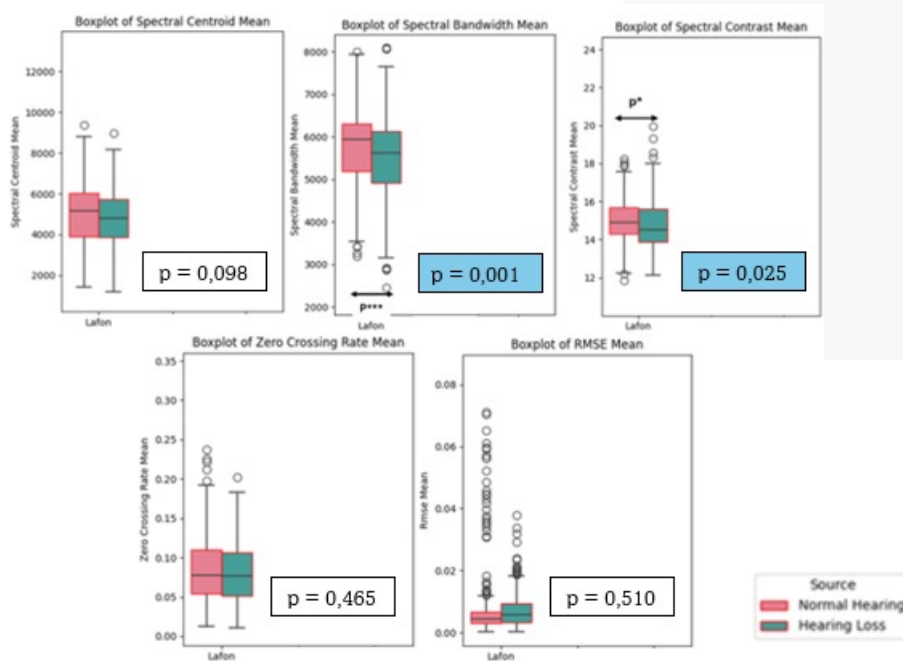


Figure 5. Comparaison des caractéristiques vocales relevées entre les normo-entendants et les malentendants sans appareils à l'audiométrie vocale dans le silence.

COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS POUR LES NE ET LES ME SANS AA AU FRAMATRIX

Au Framatrix, nous observons une diminution significative de la valeur moyenne du centroïde spectral, ainsi que de la largeur de la bande passante spectrale de la voix des malentendants

par rapport aux valeurs obtenues pour les normo-entendants. Une augmentation significative de la valeur de l'énergie quadratique moyenne de la voix des malentendants par rapport à celle des normo-entendants a par ailleurs été constatée (Figure 6).

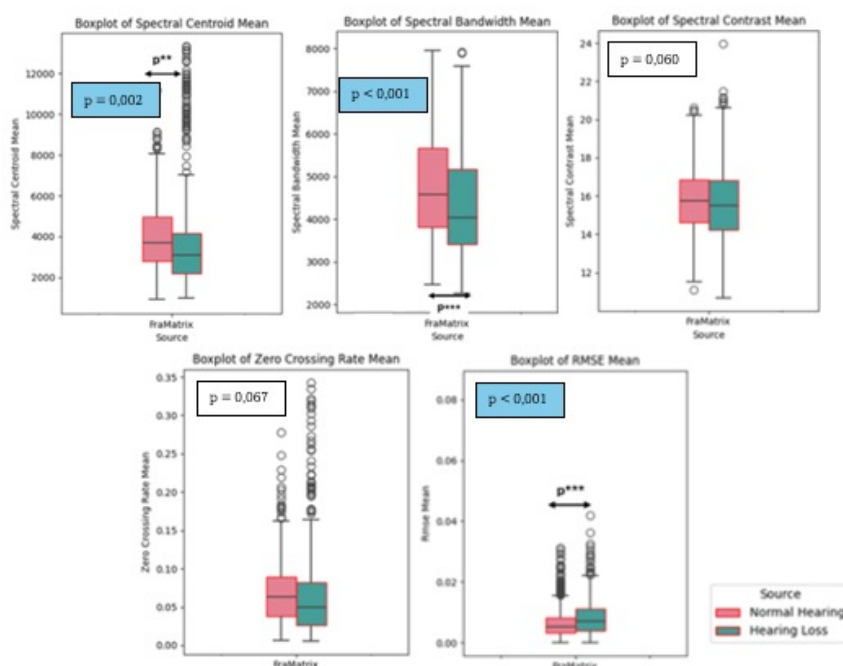


Figure 6. Comparaison des caractéristiques vocales relevées entre les normo-entendants et les malentendants sans appareils au Framatrix.

COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS POUR LES NE ET LES ME SANS AA À L'EXERCICE DE LECTURE

À l'exercice de lecture, nous observons une augmentation significative de la valeur moyenne du centroïde spectral, ainsi que de la largeur de la bande passante spectrale de la voix des malentendants par rapport aux valeurs obtenues pour les normo-entendants. Une diminution significative de la valeur du contraste spectral de la voix des malentendants par rapport à celle des normo-entendants a par ailleurs été constatée (Figure 7).

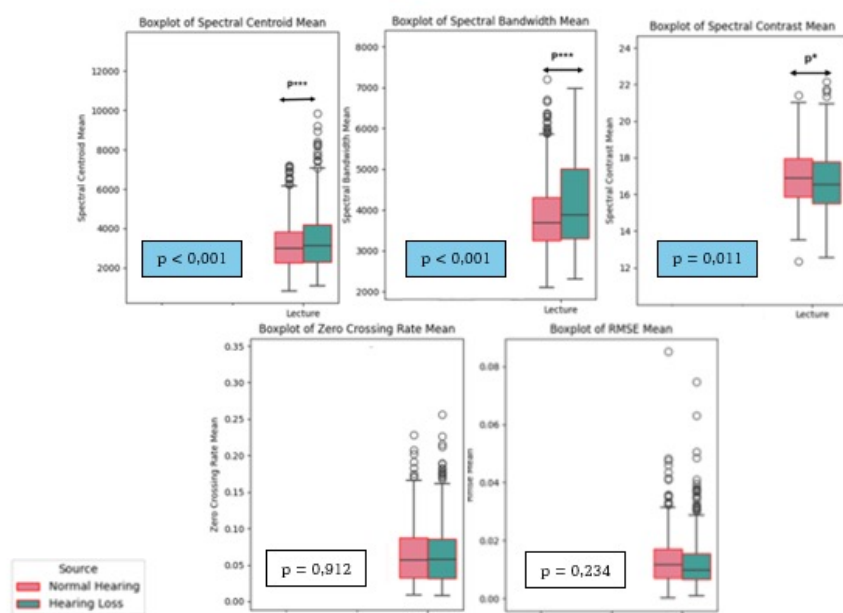


Figure 7. Comparaison des caractéristiques vocales relevées entre les normo-entendants et les malentendants sans appareils à l'exercice de lecture.

DISCUSSION

Le temps de réaction moyen obtenu pour une intensité confortable (40 dB) chez les normo-entendants à l'audiométrie vocale dans le calme est de 344 ms $\pm$ 43 ms. Il est comparable aux résultats obtenus dans d'autres études (Faggiano, 2007 ; Lasry, 2023 ; Filipi, 2018). Lorsque la difficulté de la tâche augmente par diminution de l'audibilité, le temps de réaction augmente significativement. Dans le groupe malentendant avec une surdité appareillée, la parole émise à 50, 60 ou 80 dB demande de la part des sujets des temps de réaction comparables au temps de référence des normo-entendants. Une tâche de répétition de mots rendue difficile par un manque d'audibilité dû à une surdité moyenne semble compensée par le port des appareils auditifs. Ainsi, sans appareils auditifs, les temps de réaction augmentent pour les intensités 50 et 60 dB, témoignant de la difficulté de la tâche liée à un manque d'audibilité. À 80 dB, pour une surdité moyenne, l'audibilité sans appareils est suffisante pour assurer une écoute aisée comparable à celle d'un entendant. Nous suggérons de vérifier que la programmation automatique du MPO soit suffisamment élevée pour ne pas interférer avec des niveaux de parole portés à plus de 80 dB avec

les appareils auditifs, qui semblent nécessaires pour faciliter l'écoute.

La recherche du 50% d'intelligibilité dans le bruit nécessite un temps de réaction de l'ordre de 1,2 seconde quel que soit le groupe et la condition (avec ou sans appareils auditifs). Ainsi, bien que la valeur du RSB permettant d'atteindre le SIB (50) varie entre les groupes et les conditions, la difficulté de la tâche s'avère comparable.

Notre hypothèse est que le Framatrix étant un test à difficulté adaptative ayant pour objectif d'identifier le rapport signal/bruit pour lequel les patients parviennent à répéter 50 % des mots, l'effort d'écoute fourni par ceux-ci est similaire, quel que soit le SIB 50 final. Nous supposons en revanche qu'une étude comparative des temps de réaction pour des RSB intermédiaires similaires permettrait de mettre en évidence des différences entre les trois populations. Cette analyse avait été effectuée pour un RSB de 9 dB par (Lasry, 2023) dans son mémoire d'audioprothèse et n'avait pas abouti à la mise en évidence d'une différence significative entre les malentendants sans et avec appareils, cependant, l'échantillon utilisé ne comportait que 3 sujets.

Nous concluons que l'exploitation des temps de réaction au Framatrix ne permet pas de mettre en évidence un bénéfice de l'appareillage de manière directe. En effet, il semblerait qu'il faille organiser les données par bande de RSB similaires afin d'espérer constater un apport positif de l'appareillage dans le domaine. Il paraît donc difficilement envisageable que ce travail chronophage puisse s'intégrer dans la pratique courante de l'audioprothèse. Par ailleurs, le test étant adaptatif, une limite majeure à la méthodologie proposée ci-dessus est qu'il est possible que les RSB atteints en condition appareillée diffèrent de trop de ceux atteints en condition non appareillée pour pouvoir être comparés. La pratique d'une audiométrie vocale dans le bruit à l'aide des listes dissyllabiques de Lafon semble donc plus appropriée à la comparaison des temps de réaction moyens de nos trois populations.

CONCERNANT LES CARACTÉRISTIQUES VOCALES EXTRAITES

Nos résultats semblent indiquer que sur le plan acoustique, le spectre de parole des malentendants sans appareils diffère de celui des normo-entendants dans les trois conditions d'enregistrement. Concernant l'aspect prosodique, nous n'avons pas mis en lumière de différence franche si ce n'est l'augmentation significative de la valeur de l'énergie quadratique moyenne chez les malentendants au Framatrix, en comparaison à celle des normo-entendants.

Sur le plan acoustique et en condition d'écoute « normale » - par « normale », nous entendons que les oreilles des sujets ne sont pas bouchées -, nous observons un abaissement significatif du centroïde spectral, de la largeur de la bande passante spectrale et du contraste spectral de la voix des malentendants en comparaison à celle des normo-entendants. En condition « oreilles bouchées », nous constatons la dynamique

opposée concernant les valeurs moyennes du centroïde spectral et de la largeur de la bande passante spectrale. Bien que nous utilisions le qualificatif « oreilles bouchées » dans les deux cas, nos deux échantillons de sujets n'étaient pas soumis au même protocole durant l'exercice de lecture :

- Les normo-entendants devaient lire le texte avec de la pâte à empreinte dans les oreilles, occasionnant une perte auditive relative au taux d'absorbance du matériau
- Les malentendants devaient lire le texte en portant leurs appareils éteints dans les oreilles. La perte surajoutée était donc amoindrie par les aérations des embouts de chaque sujet.

Bien que nous n'ayons pas pu quantifier ce phénomène, nous supposons que le différentiel perceptif entre la condition « normale » et la condition « oreilles bouchées » était plus défavorable aux normo-entendants qu'il ne l'était pour les malentendants, justifiant que les valeurs du centroïde spectral et de la largeur de la bande passante spectrale de cet échantillon soient inférieures à celles des malentendants pour cet exercice. Nous n'avons cependant pas observé le même phénomène concernant le contraste spectral, ce qui nous laisse supposer que cette caractéristique acoustique est sensible à une ou plusieurs variables annexes à la déficience auditive. Nous pensons notamment à l'âge, que nous n'avons pas pu prendre en compte dans nos analyses.

Ainsi, il pourrait être intéressant de pratiquer l'extraction, du centroïde spectral, de la largeur de la bande passante spectrale, du contraste spectral et de l'énergie quadratique moyenne dans le cadre d'une étude dont l'objectif serait d'analyser l'effet de la réhabilitation auditive par l'appareillage sur ces caractéristiques. En revanche, l'extraction du taux de passage à zéro ne paraît quant à elle pas justifiée, ce paramètre ne semblant sensible à la perte d'audition.

LIMITES DE L'ÉTUDE

CONCERNANT L'EXTRACTION DES TEMPS DE RÉACTION

- La durée du protocole expérimental (50 min) était encline à entraîner une fatigue auditive des sujets malentendants pouvant provoquer un allongement des temps de réaction. Ce biais aurait pu être évité par la modification de l'ordre de passage des tests d'un sujet à l'autre, néanmoins, il nous a semblé préférable de conserver un ordre unique, de manière à présenter les tests par difficulté croissante.
- La taille de l'échantillon de malentendants (N = 9) additionnée aux données manquantes provoquées par la non-répétition des mots par les sujets, qui limitent le poids de nos analyses statistiques.
- La vérification manuelle des temps de réaction problématiques retournés par le modèle de Deep Learning effectuée sur les enregistrements non débruités, qui expose les valeurs retenues à des erreurs de mesure.

Nous avons fait le choix d'inclure le temps de réaction des réponses erronées dans nos

statistiques, en considérant que la répétition d'un mot erroné implique la mise en échec du système cognitif de décodage du stimulus auditif ainsi que la programmation neurolinguistique d'une réponse, et reflète tout de même l'effort fourni par le sujet pour répondre. Nous évoquons cet élément comme une limite à nos résultats car l'interprétation de ce type de donnée reste abstraite, et que nous avons trouvé, dans la littérature, un exemple d'étude ayant comptabilisé uniquement les temps de réaction des mots corrects (Gatehouse and Gordon, 1990). Peut-être faudrait-il trouver un compromis en ne conservant que les temps de réaction des mots correctement répétés et de ceux ne différant que d'un phonème des mots de référence ?

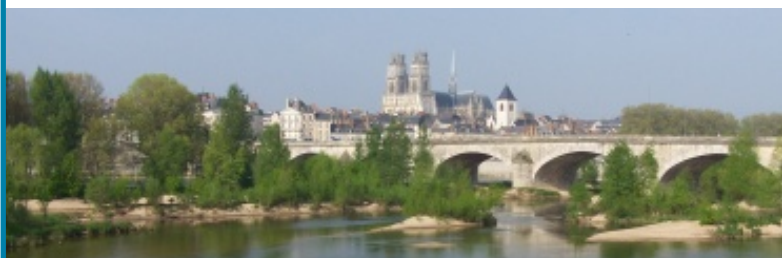
CONCERNANT L'EXTRACTION DES CARACTÉRISTIQUES VOCALES

- À l'image de ce qui a été fait pour les autres caractéristiques vocales étudiées, nous avons tenté d'extraire la fréquence fondamentale

A environ 1 heure de Paris, au cœur de la Vallée des Rois, aux portes de la Sologne,

Orléans

offre le charme d'une vie provinciale à proximité de Paris.



Vous êtes **Audioprothésiste Diplômé d'Etat (H/F), dynamique et consciencieux(se)**, vous souhaitez vous investir au sein d'une équipe motivée et solidaire ?

Rejoignez **AUDITION CORNUAU**, une entreprise à taille humaine créée en 1995, fortement implantée sur le Loiret, avec une très bonne réputation locale. Très attachée à ses valeurs humaines, elle saura vous séduire par l'esprit d'équipe qui y règne, par son implication à proposer un service de qualité et de confiance, ou encore par son engagement solidaire.

Rencontrons-nous : pyh@audition-cornuau.fr



IL SERAIT INTÉRESSANT QU'UNE PROCHAINE ÉTUDE REPRENNE LES ANALYSES EFFECTUÉES ICI SUR UN ÉCHANTILLON DE NORMO-ENTENDANTS ET UN GROUPE DE MALENTENDANTS D'ÂGE SIMILAIRE.



de nos sujets à partir du contenu fréquentiel de leur spectre de parole dans le temps, pour chaque test du protocole. Les valeurs obtenues nous paraissant très élevées, nous avons choisi d'écarter les résultats obtenus. Cependant, pour ce type d'étude, l'extraction de la fréquence fondamentale revient presque systématiquement dans la littérature : (Leder et al., 1987), (Baraldi et al., 2007), (Mora et al., 2012), (Lee et al., 2013). Ainsi, nous suggérons qu'une autre méthode d'extraction soit utilisée dans le cadre d'un prochain travail, afin que les effets de la déficience auditive

et de l'appareillage sur cette caractéristique puissent être étudiés.

- L'utilisation de pâte à empreinte pour la simulation d'une perte auditive sur les sujets normo-entendants ne permettait pas de caractériser leurs résidus perceptifs, qui variaient par ailleurs selon la profondeur de l'empreinte et les caractéristiques anatomiques propres à chaque sujet. De plus, la conduction osseuse de la voix n'étant pas entravée, il est possible que nous ayons surestimé la perte occasionnée.
- La condition oreilles bouchées ayant été réalisée uniquement pour une consigne de lecture, il est difficile de discriminer la part des résultats due à la perte simulée de celle liée à l'exercice de lecture en lui-même, qui diffère de l'exercice de répétition de mots.
- Il existe une différence d'âge significative, dont nous n'avons pas pu estimer l'effet sur les caractéristiques relevées. Par ailleurs, nous avons fait le choix d'analyser des paramètres différents de ceux des études qui constituent notre bibliographie, nous privant d'une référence à laquelle comparer nos résultats.

CONCLUSION

L'enregistrement des tests d'audiométrie vocale proposés nous a permis d'accéder, grâce à l'utilisation d'outils numérique d'intelligence artificielle, à l'extraction automatisée des temps de réaction de nos sujets ainsi qu'à celle de caractéristiques prosodiques et acoustiques de leur voix.

Les informations relatives à l'intelligibilité, habituellement retenues de ces tests cliniques pourraient ainsi être étayées par l'analyse des temps de réaction, qui, d'après nos résultats, semble être un marqueur pertinent de l'effort d'écoute requis pour la réalisation de la tâche. Par ailleurs, les analyses menées sur les caractéristiques vocales extraites nous ont permis de mettre en évidence la divergence des valeurs moyennes du centroïde spectral, de la largeur de la bande passante spectrale, du contraste spectral et de l'énergie quadratique moyenne entre le groupe référence des normo-entendants et celui des malentendants sans appareils, ce qui nous laisse supposer qu'elles pourraient être sensibles à la déficience auditive, bien que nous ne nous soyons pas affranchi d'un éventuel effet de l'âge sur certaines.

L'objectif à long terme étant d'étudier l'effet de l'appareillage sur ces caractéristiques, et d'évaluer la pertinence de leur analyse dans le cadre du bilan d'efficacité prothétique, il serait intéressant qu'une prochaine étude reprenne les analyses effectuées ici sur un échantillon de normo-entendants et un groupe de malentendants d'âge similaire et compare les résultats obtenus pour les malentendants sans appareils à ceux obtenus en condition appareillée, puis les résultats obtenus en condition appareillée à ceux des normo-entendants. ■

RÉFÉRENCES

Akil, F., Yollu, U., Ozturk, O., Yener, M., 2017. Differences of the Voice Parameters Between the Population of Different Hearing Thresholds: Findings by Using the Multi-Dimensional Voice Program. *Clin Exp Otorhinolaryngol* 10, 278–282. <https://doi.org/10.21053/ceo.2015.01900>

Bain, M., Huh, J., Han, T., Zisserman, A., 2023. WhisperX: Time-Accurate Speech Transcription of Long-Form Audio.

Baraldi, G. dos S., Castro de Almeida, L., Calais, L.L., Borges, A.C. de C., Gielow, I., Raymundo De Cunto, M., 2007. Study of the fundamental frequency in elderly women with hearing loss. *Braz J Otorhinolaryngol* 73, 378–383. [https://doi.org/10.1016/s1808-8694\(15\)30082-3](https://doi.org/10.1016/s1808-8694(15)30082-3)

Buisson Savin, J., Reynard, P., Bailly-Masson, E., Joseph, C., Joly, C.-A., Boiteux, C., Thai-Van, H., 2022. Adult Normative Data for the Adaptation of the Hearing in Noise Test in European French (HINT-5 Min). *Healthcare (Basel)* 10, 1306. <https://doi.org/10.3390/healthcare10071306>

Daoudi, K., Das, B., Tykalova, T., Klempir, J., Rusz, J., 2022. Speech acoustic indices for differential diagnosis

between Parkinson's disease, multiple system atrophy and progressive supranuclear palsy. *NPJ Parkinsons Dis* 8, 142. <https://doi.org/10.1038/s41531-022-00389-6>

De Cheveigné, A., Kawahara, H., 2002. YIN, a fundamental frequency estimator for speech and music. *The Journal of the Acoustical Society of America* 111, 1917–1930. <https://doi.org/10.1121/1.1458024>

Dwivedi, D., Ganguly, A., Haragopal, V.V., 2023. Contrast between simple and complex classification algorithms, in: *Statistical Modeling in Machine Learning*. Elsevier, pp. 93–110. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-91776-6.00016-6>

Faggiano, R., Bizaguet, E., Dupret, J.P., Sanguy, C., 2007. Examens éventuels complémentaires à visée pronostique. *Précis d'Audioprothèse Tome 1*, 242–243

Ferrand, C.T., 2002. Harmonics-to-noise ratio: an index of vocal aging. *J Voice* 16, 480–487. [https://doi.org/10.1016/s0892-1997\(02\)00123-6](https://doi.org/10.1016/s0892-1997(02)00123-6)

Filippi, R., 2018. Audiométrie vocale chronométrée : vers une mesure de l'effort d'écoute, *Mémoire d'Audioprothèse*, Conservatoire National des Arts et Métiers.

Gagné, J.-P., Besser, J., Lemke, U., 2017. Behavioral Assessment of Listening Effort Using a Dual-Task Para-

digm: A Review. *Trends in Hearing* 21, 233121651668728. <https://doi.org/10.1177/2331216516687287>

Gatehouse, S., Gordon, J., 1990. Response times to speech stimuli as measures of benefit from amplification. *Br J Audiol* 24, 63–68. <https://doi.org/10.3109/03005369009077843>

Giannakopoulos, T., 2015. pyAudioAnalysis: An Open-Source Python Library for Audio Signal Analysis. *PLoS One* 10, e0144610. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144610>

Giorgino, T., 2009. Computing and Visualizing Dynamic Time Warping Alignments in R: The dtw Package. *J. Stat. Soft.* 31. <https://doi.org/10.18637/jss.v031.i07>

Hengen, J., Hammarström, I.L., Stenfelt, S., 2018. Perceived Voice Quality and Voice-Related Problems Among Older Adults With Hearing Impairments. *J Speech Lang Hear Res* 61, 2168–2178. https://doi.org/10.1044/2018_JSLHR-S-17-0383

Herff, C., Schultz, T., 2016. Automatic Speech Recognition from Neural Signals: A Focused Review. *Front Neurosci* 10, 429. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00429>

RÉFÉRENCES (SUITE)

Jansen, S., Luts, H., Wagener, K.C., Kollmeier, B., Del Rio, M., Dauman, R., James, C., Fraysse, B., Vormès, E., Frachet, B., Wouters, J., van Wieringen, A., 2012. Comparison of three types of French speech-in-noise tests: a multi-center study. *Int J Audiol* 51, 164–173. <https://doi.org/10.3109/14992027.2011.633568>

Kiliç, S., Yiğit, Ö., Türkyilmaz, M.D., 2022. Listening Effort in Hearing Aid Users: Is It Related to Hearing Aid Use and Satisfaction? *J Am Acad Audiol* 33, 316–323. <https://doi.org/10.1055/a-1865-3449>

Lasry, Y., 2023. Élaboration d'un recueil automatisé du temps de réaction à l'audiométrie vocale grâce à une IA et observation de son intérêt au cours de l'appareillage, Mémoire d'Audioprothèse, Conservatoire National des Arts et Métiers.

Leclercq, F., Renard, C., Vincent, C., 2018. Speech audiometry in noise: Development of the French-language VRB (vocale rapide dans le bruit) test. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 135, 315–319. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2018.07.002>

Leder, S.B., Spitzer, J.B., Kirchner, J.C., 1987. Speaking fundamental frequency of postlingually profoundly deaf adult men. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 96, 322–324.

<https://doi.org/10.1177/000348948709600316>

Lee, G.-S., Liu, C., Lee, S.-H., 2013. Effects of hearing aid amplification on voice F0 variability in speakers with prelingual hearing loss. *Hear Res* 302, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2013.04.010>

Louradour, J., 2023. whisper-timestamped. GitHub. <https://github.com/linto-ai/whisper-timestamped>

Mathew, M.M., Bhat, J.S., 2009. Soft phonation index — a sensitive parameter? *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg* 61, 127–130. <https://doi.org/10.1007/s12070-009-0050-4>

McAdams, S., Giordano, B.L., 2010. La psychoacoustique dévoile le potentiel musical du timbre

Mora, R., Crippa, B., Cervoni, E., Santomauro, V., Guastini, L., 2012. Acoustic features of voice in patients with severe hearing loss. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 41, 8–13.

Prang, I., Parodi, M., Coudert, C., Legoff, S., Exter, M., Buschermöhle, M., Denoyelle, F., Loundon, N., 2021. The simplified French Matrix. A tool for evaluation of speech intelligibility in noise. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 138, 253–256. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2020.12.003>

Radford, A., Kim, J.W., Xu, T., Brockman, G., McLeavey,

C., Sutskever, I., 2022. Robust Speech Recognition via Large-Scale Weak Supervision.

Rönnberg, J., Lunner, T., Zekveld, A., Sörqvist, P., Danielsson, H., Lyxell, B., Dahlström, O., Signoret, C., Stenfelt, S., Pichora-Fuller, M.K., Rudner, M., 2013. The Ease of Language Understanding (ELU) model: theoretical, empirical, and clinical advances. *Front Syst Neurosci* 7, 31. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2013.00031>

So, N.L.T., Edwards, J.A., Woolley, S.M.N., 2020. Auditory Selectivity for Spectral Contrast in Cortical Neurons and Behavior. *J Neurosci* 40, 1015–1027. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1200-19.2019>

Teixeira, J.P., Oliveira, C., Lopes, C., 2013. Vocal Acoustic Analysis – Jitter, Shimmer and HNR Parameters. *Procedia Technology* 9, 1112–1122. <https://doi.org/10.1016/j.protcy.2013.12.124>

Wagner, A.E., Nagels, L., Toffanin, P., Opie, J.M., Başkent, D., 2019. Individual Variations in Effort: Assessing Pupillometry for the Hearing Impaired. *Trends Hear* 23, 2331216519845596. <https://doi.org/10.1177/2331216519845596>

Wolters, A., Kim, Y.-S.G., Szura, J.W., 2022. Is reading prosody related to reading comprehension? A meta-analysis. *Sci Stud Read* 26, 1–20. <https://doi.org/10.1080/10888438.2020.1850733>

phonème
AUDIOPROTHÉSISTE

DEVENEZ ADHÉRENT
INDÉPENDANT



ENSEMBLE

La liberté de pratiques s'accompagne d'une forte solidarité entre les adhérents : partage d'expériences en gestion de centre comme en connaissances audioprothésistes. Pour réussir individuellement, on franchit les étapes ensemble !

BIENVEILLANCE

Dans le respect des bonnes pratiques d'appareillage et d'une prise en charge globale, nous proposons un prix équitable et exerçons notre métier avec générosité, responsabilité, écoute et intégrité.

DÉONTOLOGIE

Notre démarche, fondée sur le conseil, respecte le libre choix des patients sans pression ni écart moral ou légal.

EXPERTS

Spécialités du regroupement : acouphènes, implants osseux et cochléaires, pédiatrie, mesures in-vivo...

phoneme-audio.fr

contact@phoneme-audio.fr

ARACH
MADJLESSI



GÉRIATRE
CHEF DE SERVICE PÔLE
MÉDICAL HÔPITAL
NORD 92
ARACH.MADJLESSI@
HOPITAL-NORD-92.COM

« RÉFLEXIONS DU GÉRIATRE 2025 ». « MIEUX VIEILLIR » : FAIRE FACE !

Avec le vieillissement progressif de la population, il est important de changer de paradigme sur l'accompagnement de celui-ci. Il ne faut plus attendre que les pathologies soient déclarées et que la perte d'autonomie commence pour les prendre en charge, mais essayer de trouver des moyens simples en soins primaires pour les « repérer » afin d'orienter et mettre en place une stratégie pour maintenir les capacités restantes le plus longtemps possible. La prévention de la dépendance en gériatrie, constitue un défi majeur pour notre société. « le vieillissement en bonne santé » définit comme le développement et le maintien des capacités fonctionnelles permettant le bien-être.

Nous allons, ici développer une des démarches dans ce sens : le **programme ICOPE (Integrated Care for Older People ; I cope en anglais, "Je fais face")** de l'OMS préconise des parcours de soins intégrés pour les seniors reposant sur une démarche de prévention structurée. **L'approche est fonctionnelle, déterminée par l'évaluation et le suivi des capacités intrinsèques (locomotion, état nutritionnel, santé mentale, cognition, audition, vision).**

En France, la démarche a été déployée depuis 2019 avec le Gérontopôle du CHU de Toulouse (équipe du Professeur Bruno Vellas) puis expérimentée partout en Occitanie.

L'OMS cible six domaines de la capacité intrinsèque : la cognition, la mobilité, la vitalité représentée par la nutrition, l'humeur, la vision et l'audition.

L'enjeu du monitoring de la capacité intrinsèque est d'identifier des situations à risque avant même que le sujet âgé ne soit fragile dans le but de retarder voire d'inverser ce déclin.

L'OMS propose une approche intégrée de la santé avec l'intégration des capacités physiques, mentales et sensorielles, des pathologies associées, de l'environnement et du mode de vie pour développer un plan de soins centré sur la personne qui respecte ses souhaits et ses aspirations.

ICOPE s'adresse aux personnes à partir de 60 ans, autonomes et vivant à domicile, en particulier les plus vulnérables d'entre-eux. A partir de tests simples et ludiques une évaluation des six fonctions essentielles (locomotion, état nutritionnel, santé mentale, cognition, audition et vision) est réalisée en auto-évaluation ou par un professionnel (Infirmier, kiné, travailleur social...) avec l'appui d'outils numériques. Si une fragilité est repérée, une évaluation approfondie est réalisée et un suivi personnalisé est mis en place. L'accompagnement proposé permet à la personne de s'impliquer activement dans le renforcement ou la préservation de ses capacités.

L'outil de dépistage ICOPE (tableau 1) est un outil simple, utilisable, en soins primaires, sous condition de formation, par des acteurs qui ne

sont pas forcément des professionnels de santé. Cet outil est également utilisé pour le suivi. Il se décline en 5 étapes (steps) :

- ✦ Step 1 qui représente un screening/dépistage à la recherche de déclin de la capacité intrinsèque,
- ✦ Step 2 qui représente l'évaluation spécialisée, centrée sur la personne en soins primaires,
- ✦ Step 3 qui représente la création d'un Plan Personnalisé de Soins centré sur la personne et une prise en charge multidisciplinaire,
- ✦ Step 4 qui représente la mise en place du parcours de soins avec un suivi régulier (Monitoring) en lien avec un gériatre et pour finir
- ✦ Step 5 qui représente l'intégration des aidants et de la communauté.

LE STEP 1 EST L'OUTIL DE DÉPISTAGE QUI SE PRÉSENTE SOUS FORME DE QUESTIONS OU D'ÉPREUVES PERMETTANT D'ÉVALUER ET DE SUIVRE LES DOMAINES DE LA CAPACITÉ INTRINSÈQUE

1. Pour l'évaluation du **déclin cognitif**, il y a l'apprentissage de 3 mots avec un rappel immédiat puis différé et l'orientation temporo-spatiale.
2. Pour l'évaluation de la **mobilité**, il utilise le lever de chaise qui consiste à demander au sujet de se lever d'une chaise 5 fois de suite les bras croisés sur la poitrine en moins de 14 secondes.
3. Pour l'évaluation de la **dénutrition**, il y a deux questions : Avez-vous perdu au moins 3kg au cours des 3 derniers mois? Avez-vous perdu de l'appétit récemment?
4. Pour l'évaluation d'un **déficit visuel** il y a plusieurs questions simples : Avez-vous des difficultés pour voir de loin ou pour lire ? Avez-vous une pathologie oculaire connue ? Suivez-vous actuellement un traitement pour le diabète ou l'hypertension artérielle ?

**LE PROGRAMME ICOPE
(INTEGRATED CARE FOR OLDER
PEOPLE ; I COPE EN ANGLAIS,
"JE FAIS FACE") DE L'OMS
PRÉCONISE DES PARCOURS
DE SOINS INTÉGRÉS POUR LES
SENIORS REPOSANT SUR UNE
DÉMARCHE DE PRÉVENTION
STRUCTURÉE.**

RÉFLEXIONS DU GÉRIATRE 2025

« MIEUX VIEILLIR » : FAIRE FACE !

TABLEAU 1 : source Gérontopôle de Toulouse - ICOPE MONITOR STEP 1 DE L'OMS

Date du test :

☐ évaluation initiale ☐ Suivi-monitoring

Nom et prénom :

Date et ville de naissance :

Téléphone Portable :

Adresse mail :

Nom et ville du médecin traitant :

Je certifie avoir obtenu l'accord du sujet

☐ Le :

Signature :

Fonctions	Tests	Résultats
Cognition	1. Avez-vous des problèmes de mémoire ou d'orientation ? 2. Avez-vous constaté une aggravation de ces troubles ces 4 derniers mois ? 3. Apprentissage de 3 mots : Citron, clé, ballon 4. Orientation temporo-spatiale : Quelle est la date complète d'aujourd'hui ? - Année - Jour de la semaine - Mois - Jour du mois	☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non
Nutrition	1. Perte de poids : Avez-vous perdu involontairement au moins 3kg au cours des 3 derniers mois ? 2. Avez-vous perdu de l'appétit récemment ?	Poids actuel : Kg ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non
Cognition	Rappel des trois mots : Mot 1 Mot 2 Mot 3	☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non
Vision	Avez-vous des problèmes avec vos yeux ? Difficultés en vision de loin, à lire, pathologie oculaire ou médicament (ex diabète, HTA)	☐ Oui ☐ Non
Audition	Test de Whisper (test de chuchotement)* : - Oreille droite capable de répéter 3 mots - Oreille gauche capable de répéter 3 mots	☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non
Psychologie	Au cours des deux dernières semaines : 1. Vous êtes-vous senti déprimé ou sans espoir ? 2. Avez-vous trouvé peu d'intérêt ou une perte de plaisir à faire les choses	☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non
Mobilité	Test de lever de chaise** : 1. Réalisation des cinq levers ? 2. Si non, combien de levers de chaise réalisés ? 3. Si aucun, le patient est-il capable de se lever d'une chaise en s'aider des bras mais sans aide d'autrui ?	Temps en sec : ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non ☐ Oui ☐ Non

5. Pour l'évaluation de la **perte auditive**, il utilise le Test de Whisper qui consiste à se mettre derrière le sujet à la distance d'un bras écarté ou d'environ 60 centimètres pour qu'il ne puisse pas lire sur les lèvres. Demander-lui de placer un doigt sur le tragus de l'oreille gauche pour obscurcir le son. Chuchoter un mot avec 2 syllabes distinctes vers l'oreille droite du sujet. Demander au sujet : « Pouvez-vous répéter le mot chuchoté ? » Réaliser le test une deuxième fois pour l'oreille gauche en demandant au sujet de placer un doigt sur le tragus de l'oreille droite.

6. Pour l'évaluation de **symptômes dépressifs**, il y a deux questions : « Au cours des deux dernières semaines : Vous êtes-vous senti déprimé ou sans espoir ? Avez-vous trouvé peu d'intérêt ou de plaisir à faire les choses ? ».

L'examineur doit renseigner la fiche en cochant les cases correspondant (oui ou non). Le temps de réalisation du test est d'environ 8 minutes. Il s'agit de tests simples et reproductibles dans le temps. En cas de signe de déclin à ce test de dépistage une évaluation plus fine est nécessaire en passant au Step 2.

LE STEP 2 EST UNE ÉVALUATION PLUS FINE ET CENTRÉE SUR LA PERSONNE. CETTE ÉVALUATION EST RÉALISÉE PAR UN PERSONNEL FORMÉ, MAIS PAS NÉCESSAIREMENT PAR UN MÉDECIN.

L'objectif est de comprendre la personne, ses valeurs, ses priorités et ses préférences, évaluer et

comprendre le déclin, rechercher des pathologies sous-jacentes et évaluer l'environnement de la personne. Ceci permettra de créer le Step 3.

LE STEP 3 DÉFINIT UN OBJECTIF ET DÉVELOPPE UN PLAN PERSONNALISÉ DE SOINS EN PARTENARIAT AVEC LA PERSONNE, LES SOIGNANTS ET LES AIDANTS

L'objectif d'optimisation de la capacité intrinsèque et de l'aptitude fonctionnelle permet l'intégration du soin mais c'est également l'opportunité de surveiller les progrès et l'impact des interventions chez la personne. Il est essentiel que le sujet et les soignants participent à l'élaboration des objectifs. Il en découle l'élaboration d'un plan personnalisé de soins avec une approche intégrée, avec conseils, une prise en charge des pathologies chroniques et la prise en compte de l'environnement (soins para-médicaux et prise en charge sociale).

LE STEP 4 REPRÉSENTE LA MISE EN ŒUVRE ET LE MONITORING DU PLAN PERSONNALISÉ DE SOINS ET L'ADRESSAGE SPÉCIALISÉ

Le suivi régulier permet de monitorer les progrès et d'adapter les soutiens selon les besoins. L'adressage vers des spécialistes, à travers des parcours de soins définis, est essentiel pour une prise en charge rapide lors d' v nements intercurrents aigus mais également dans des situations de soins palliatifs. L'OMS souligne l'importance de l'implication du gériatre à ce niveau, du fait de son expertise dans les syndromes

gériatriques, la poly médication et les pathologies spécifiques tel que la démence. Il doit être intégré à la prise en charge du patient en assistant l'équipe de soins primaires.

LE STEP 5 A COMME OBJECTIF D'ENRÔLER LA COMMUNAUTÉ ET SOUTENIR LES AIDANTS

En parallèle le CHU de Toulouse lance l'étude INSPIRE et la mise en œuvre d'ICOPE en soins primaires dans la région Occitanie, par la réalisation systématique du STEP 1 du guide ICOPE de l'OMS tous les 4 mois sur 10 ans. L'objectif principal de l'étude INSPIRE est de créer une plateforme de recherche innovante regroupant des données biologiques, cliniques (incluant des données d'imagerie) et digitales représentatives de la patientèle en médecine générale. Ces données permettront d'identifier des biomarqueurs du vieillissement, et de suivre l'évolution des marqueurs de l'évolution de la capacité intrinsèque, que sont la mobilité, la mémoire, l'humeur, l'état nutritionnel, la vue et l'audition, et de définir ainsi des stratégies de maintien de l'autonomie et de prévention de la dépendance. Les biomarqueurs du vieillissement recherchés devront permettre de différencier des personnes d'âges différents, mais aussi celles manifestant un vieillissement plus rapide que d'autres. Ils devront par ailleurs, être associés à l'évolution des fonctions ou aux changements morphologiques observés au cours du vieillissement. Cette approche est un véritable enjeu en médecine dans le contexte du vieillissement de la population mais également de carence de médecins. Un dépistage du déclin de la capacité intrinsèque, systématique, court, réalisable par tous, en autocontrôle tous les 4 mois, permettrait d'anticiper le déclin fonctionnel. Cette approche facilite le travail du médecin généraliste et identifie des problèmes de santé en pratique courante en amont de l'évènement aigu. L'application ICOPE propose une évaluation fine en cas de déclin et un parcours de soins centré sur la personne.

En ce qui concerne la « Capacité » auditive, il s'agit d'une évaluation par un test de repérage simple en soins primaire :

STEP 1 : TEST D'AUDITION

- ⇨ Whisper voice test (test de chuchotement) : capable d'entendre les chuchotements
- ⇨ Auto-dépistage applications (uHear)
 - RéUSSITE : Renforcer des conseils généraux sur les soins d'oreilles et les règles d'hygiène
 - ECHEC : Passer au STEP 2

STEP 2, 3 ET 4 : ÉVALUATION DE LA CAPACITÉ AUDITIVE (DIAGNOSTIQUE AUDIOMÉTRIQUE)

- ⇨ Audition normale (Audiométrie ≤ 35 dB) = Renforcer des conseils généraux sur les soins d'oreilles et les règles d'hygiène et réévaluation annuelle
- ⇨ Perte auditive modérée à sévère (Audiométrie : 36-80 dB)
 - Demander - Facteurs de risques (expositions aux bruits ou médicaments oto-toxiques) - Otalgie - Antécédent de drain, perte auditive brutale ou rapidement progressive - Vertiges - Otite moyenne aigue - Perte auditive unilatérale
 - * OUI à une des questions ci-dessus : Adresser à un ORL
 - Évaluer et fournir un appareillage (appareil auditif ou implant cochléaire)
 - * NON à tous
 - Fournir un appareil auditif
 - Si l'appareillage n'est pas accessible : apprentissage à la lecture labiale et aux langages des signes, ainsi qu'aux stratégies de communications
- ⇨ Surdité (Audiométrie > 81 dB) : Adresser à l'ORL - Évaluer et fournir un appareillage (appareil auditif ou implant cochléaire)

Le programme ICOPE « soins intégrés pour les personnes âgées » est un programme de prévention de la dépendance élaboré par l'OMS. Ce programme, en cinq étapes (repérage, évaluation approfondie, plan de prévention personnalisé, suivi et implication des collectivités), a pour objectif de diminuer de 15 millions le nombre de sujets dépendants dans le monde d'ici 2025, **soit d'environ 150 000 en France.**

Pour maintenir les capacités intrinsèques et fonctionnelles, prévenir la dépendance et permettre aux personnes âgées de faire ce qui leur tient à cœur, avant l'apparition des déficiences.

Depuis la création des outils numériques on constate une augmentation régulière du nombre de participants ayant bénéficié d'une évaluation et d'une prise en charge. L'auto-évaluation attire de plus en plus de seniors témoignant d'une démarche pro active en termes de prévention.

La gériatrie évolue de plus en plus vers une démarche préventive et de repérage précoce, qui est le seul moyen d'accompagner le vieillissement de la population et de retarder la perte d'autonomie, et ainsi mieux « faire face » à l'avancée en âge. ICOPE ou mieux We can cope ! ■

RÉFÉRENCES

1. Implementation of the WHO integrated care for older people (ICOPE) programme in clinical practice: a prospective study. Tavassoli N, de Souto Barreto P, Berbon C, Mathieu C, de Kerimel J, Lafont C, Takeda C, Carrie I, Piau A, Jouffrey T, Andrieu S, Nourhashemi F, Beard JR, Soto Martin ME, Vellas B. *Lancet Healthy Longev.* 2022 Jun;3(6):e394-e404. doi: 10.1016/S2666-7568(22)00097-6.

2. Real-life intrinsic capacity screening data from the ICOPE-Care program. de Souto Barreto P, Gonzalez-Bautista E, Bischoff-Ferrari HA, Pelegri de Oliveira

V, Gorga Bandeira de Mello R, Andrieu S, Berbon C, Tavassoli N, Beard JR, Rolland Y, Soto Martin ME, Vellas B. *Nat Aging.* 2024 Sep;4(9):1279-1289. doi: 10.1038/s43587-024-00684-2.

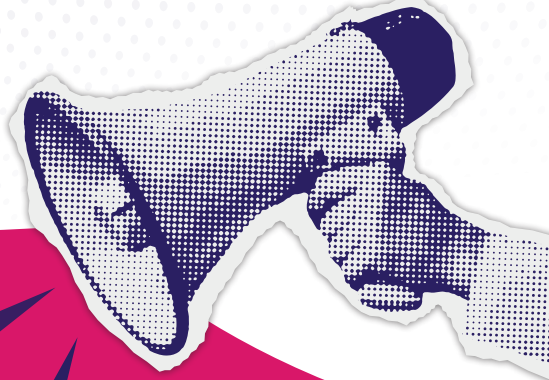
3. Reliability of Self-Screening for Intrinsic Capacity Impairments Using the ICOPE Monitor App. Gonzalez-Bautista E, de Souto Barreto P, Tavassoli N, Ranarivon C, Pons JS, Rolland Y, Andrieu S, Delrieu JJ. *Frailty Aging.* 2023;12(4):291-297.

4. Intrinsic Capacity Monitoring by Digital Biomarkers in Integrated Care for Older People (ICOPE). Piau A,

Steinmeyer Z, Cesari M, Kornfeld J, Beattie Z, Kaye J, Vellas B, Nourhashemi F. *J Frailty Aging.* 2021;10(2):132-138.

5. Intrinsic Capacity in Older Adults: Recent Advances. Zhou Y, Ma L. *Aging Dis.* 2022 Apr 1;13(2):353-359. doi: 10.14336/AD.2021.0818.

6. World Health Organization, Department of Ageing and Life Course. Integrated care for older people: guidelines on community-level interventions to manage declines in intrinsic capacity. [Internet]. 2017 [cité 1 oct 2019]. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK488250/>



C'EST VOUS QUE NOUS CHERCHONS !

NOTRE VALEUR «COLLABORATIF»

Chez SoluSons, nous considérons chaque collaborateur comme acteur majeur à notre activité. Nous partageons chacune de nos connaissances, en apportant nos idées au sein de l'entreprise et de nos centres. Notre travail d'équipe participatif contribue au bon service et au bon fonctionnement de l'entreprise.

HUMANISME

SAVOIR-FAIRE

INTÉGRITÉ

PROXIMITÉ

NOVATEUR

+ de 60
**CENTRES
AUDITIFS
EN FRANCE**

**RÉPARTIS
DANS
+ de 10
DÉPARTEMENTS**

+ de 100
**EXPERT(E)S
QUALIFIÉ(E)S
& A L'ÉCOUTE**



CONTACTEZ NOUS

Tom Didier
Directeur Général

tom.didier@solusons.fr
06 80 77 53 77

Alexandre Delecourt
Responsable des ventes
et responsable de zone

alexandre.delecourt@solusons.fr
06 50 78 63 88



www.linkedin.com/company/solusons/



www.solusons.fr

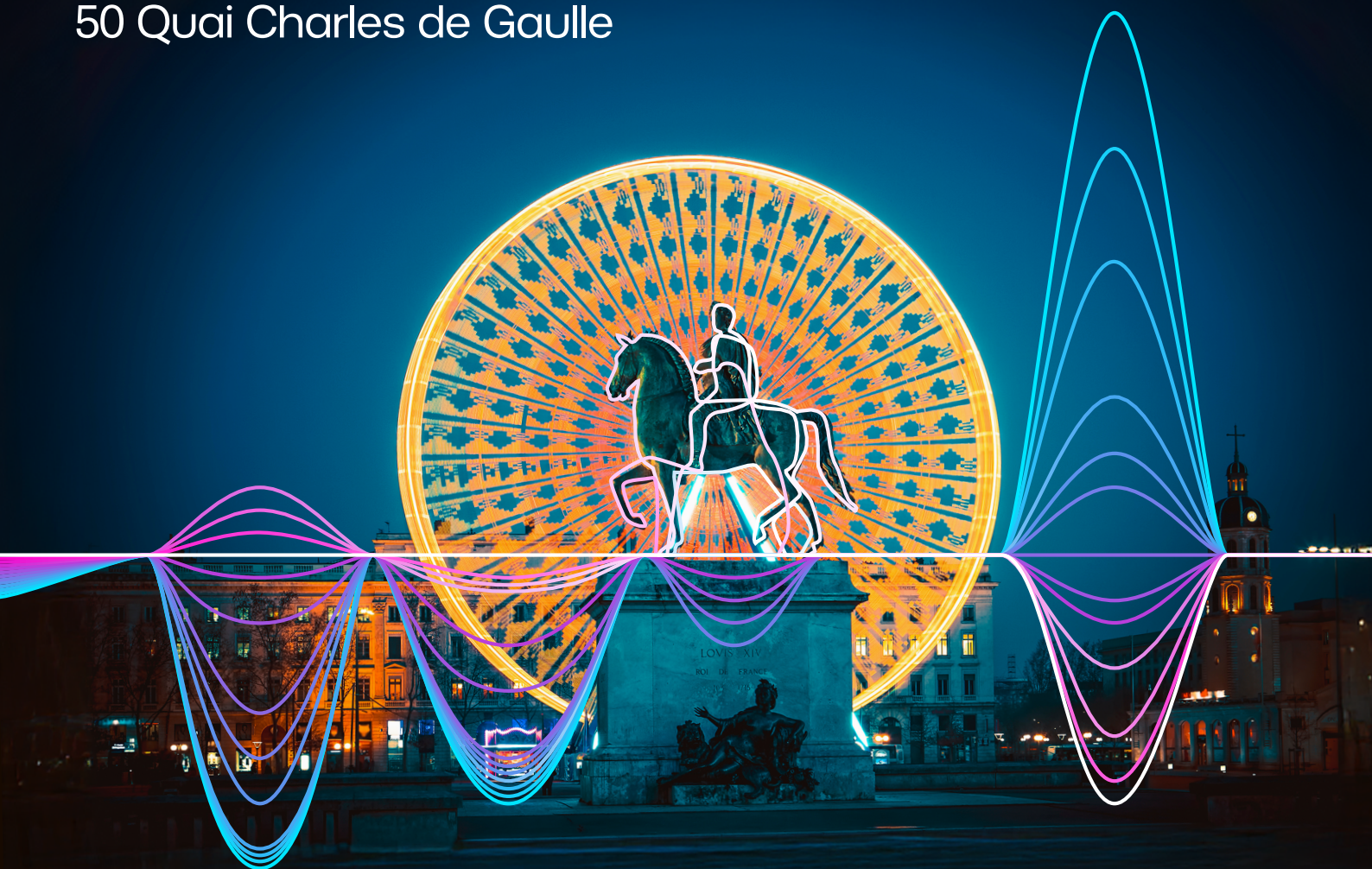


www.facebook.com/solusons/

29^{ème} Enseignement Post-Universitaire en Audioprothèse

28-29 novembre 2025

Centre de congrès • Lyon
50 Quai Charles de Gaulle



COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE