

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 39
N°1-2026

MÉTIER ET TECHNIQUE

Comment choisir
la bonne cible
de préréglage ?

CAS CLINIQUE

Implant cochléaire
électro-acoustique et
prothèse auditive controlatérale :
bimodalité et synchronisation
de dispositifs médicaux différents.

EPU 2025 Mémoires des écoles

**FOUGÈRES, BORDEAUX
ET MONTPELLIER**

INTRODUCTION À L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE :
UN ENJEU ESSENTIEL ENCORE TROP MÉCONNU

SOLUSONS, L'EXPERTISE AU SERVICE DU BIEN-ÊTRE AUDITIF

**+ de 60
CENTRES
AUDITIFS
EN FRANCE**

**RÉPARTIS
DANS
+ de 10
DÉPARTEMENTS**

NOS ÉQUIPES PRENNENT LA PAROLE

Parce que SoluSons se construit chaque jour grâce à celles et ceux qui la font vivre, nous donnons la parole à nos collaborateurs. Ils partagent ce qui, selon eux, rend SoluSons unique et ce qui guide leur quotidien.

” À mes yeux, les valeurs fortes de SoluSons sont l'humain, l'écoute et la bienveillance. Être présent pour les patients, les accompagner dans chaque étape de leur parcours, proposer des solutions personnalisées... C'est ce qui guide mon quotidien. Ce que je retiens avant tout, ce sont ces moments simples mais précieux : un sourire, un merci, ou entendre qu'un patient peut à nouveau profiter des repas en famille. Ce sont eux, mes plus beaux souvenirs professionnels. Si je devais résumer mon expérience en trois mots : exigence, humanité, impact. À celles et ceux qui hésitent à rejoindre SoluSons, je dirais : si vous aimez le contact humain et souhaitez améliorer concrètement la vie des autres, vous êtes au bon endroit.

Reda B. audioprothésiste D.E
depuis 16 ans chez SoluSons

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

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^{er} 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 GALLEGU, Stéphane GARNIER,
Alexandre GAULT, Grégory GERBAUD,
Fabrice GIRAUDU, 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 39
N°1-2026

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 **Matthieu DEL RIO**

EDITORIAL

- 5 **Paul AVAN**

MÉMOIRES DE FIN D'ÉTUDES 2025 ÉCOLES DE FOUGÈRES, MONTPELLIER ET BORDEAUX

- 6 Exposition sonore en concert : influence des facteurs
acoustiques et non-acoustiques sur les troubles auditifs
à court terme des spectateurs

Samuel MOULIN

- 16 Impact de l'exposition prolongée au bruit
sur la sélectivité fréquentielle

Théo MURATÉ

- 26 Effet de la masse acoustique du couplage
endo-auriculaire sur la performance des aides auditives
dans le bruit

Loan CARRENO

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 30 Comment choisir la bonne cible de prééclage ?

Jehan GUTLEBEN

- 34 Introduction à l'accessibilité auditive :
un enjeu essentiel encore trop méconnu

Jean-Michel PRIN

CAS CLINIQUE

- 42 Implant cochléaire électro-acoustique
et prothèse auditive controlatérale :
bimodalité et synchronisation de dispositifs médicaux
différents

Arnaud COEZ

- 48 **ACTUALITÉS**

TITANIUM.

Conçus en 3D et usinés avec une précision constante, nos embouts en Titane offrent une stabilité longue durée et une excellente tolérance cutanée. Une solution premium pour optimiser vos adaptations, améliorer le confort du patient.



PRÉCISION. LÉGÈRETÉ. DURABILITÉ.



Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

Embouts sur mesure • Protections auditives • Conception 3D
85 rue de Cambrai, 59500 Douai, France - www.groupe-olbinski.com - 03 27 95 53 53

LE MOT DU PRÉSIDENT

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 39
N°1-2026



JE SOUHAITE, AU NOM DE L'ENSEMBLE DES MEMBRES DU COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE, VOUS ADRESSER MES VŒUX LES PLUS SINCÈRES POUR UNE BELLE ET HEUREUSE ANNÉE 2026.

Chers Collégiens,
Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec un réel plaisir que je vous retrouve pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition. Je souhaite, au nom de l'ensemble des membres du Collège National d'Audioprothèse, vous adresser mes vœux les plus sincères pour une belle et heureuse année 2026.

Fidèle à sa vocation de promotion de la recherche scientifique, le Collège poursuit le déploiement de la Cohorte CNA 2024 2029, une initiative particulièrement ambitieuse pour notre institution. Son objectif est clair : documenter de manière rigoureuse le suivi des modalités d'évaluation et de prise en charge audioprothétique des adultes déficients auditifs comme des sujets normo entendants. En mutualisant les mémoires d'étudiants en audioprothèse, cette démarche permet de produire des données scientifiquement exploitables, de dépasser les limites statistiques des études individuelles et de répondre aux exigences juridiques imposées par la loi Jardé. Inscrite dans un cadre réglementaire sécurisé pour la recherche étudiante, cette cohorte constituera un socle précieux pour éclairer durablement les politiques publiques et les pratiques professionnelles de notre secteur.

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

Dans le même temps, un sujet déjà largement débattu refait aujourd'hui surface : l'article 58 de la Loi de financement de la Sécurité sociale pour 2023. Celui-ci vise à instaurer le principe de dissociation entre le dispositif médical et la prestation de service associée, applicable à l'ensemble de la Liste des Produits et Prestations (LPP), y compris en audioprothèse. Si le cadre législatif est posé, son application concrète dans notre discipline reste suspendue aux décrets et arrêtés à venir. Cette perspective suscite une opposition forte et unanime au sein du Collège, comme dans l'ensemble des instances et des professions du secteur. Une telle dissociation fragiliserait en profondeur un modèle fondé sur l'indissociabilité du dispositif médical et du suivi, pilier essentiel de la qualité des soins et de la continuité du parcours patient.

Notre modèle actuel garantit à chaque patient un accompagnement durable, personnalisé et de qualité. Il incarne l'engagement constant de la profession envers les personnes déficientes auditives. Plusieurs amendements parlementaires au PLFSS 2026 ont d'ailleurs tenté d'exclure l'audioprothèse (et l'optique) de ce dispositif, considéré comme économiquement risqué et contraire aux engagements pris dans le cadre de la réforme du 100 % Santé.

Ce débat apparaît d'autant plus regrettable au regard des résultats récents de l'étude EuroTrak France 2025, qui mettent en évidence les effets très positifs de cette réforme. Le taux d'adoption des aides auditives atteint désormais 55,5 % (contre 45,7 % en 2022), plaçant la France au premier rang mondial, devant le Danemark. Les indicateurs de satisfaction se situent entre 75 % et 87 % selon les critères évalués (usage quotidien, qualité du suivi, performance technologique, etc.), et 97 % des porteurs déclarent une amélioration de leur qualité de vie. Ces résultats confirment la pertinence du modèle intégratif associant appareillage et accompagnement personnalisé, véritable facteur d'accès aux soins, de qualité de prise en charge et de satisfaction des usagers.

Dans ce contexte, la dissociation tarifaire, envisagée par l'article 58, interroge profondément la compatibilité entre une logique d'uniformisation économique et la nécessité de préserver un cadre organisationnel garantissant qualité, équité et continuité des soins. À l'heure où 6,7 millions de personnes sont concernées par la perte auditive, l'audition demeure plus que jamais un enjeu majeur de santé publique.

Pour conclure, je vous invite chaleureusement à participer au 46^{ème} Congrès des audioprothésistes, qui se tiendra les 19 et 20 mars au Palais des Congrès de Paris. Ce sera une nouvelle occasion de nous retrouver, d'échanger et de faire vivre l'esprit de notre profession. Nous aurons également le plaisir d'assister à une demi-journée organisée par la Société Scientifique d'Audioprothèse, qui reprend cette année son activité.

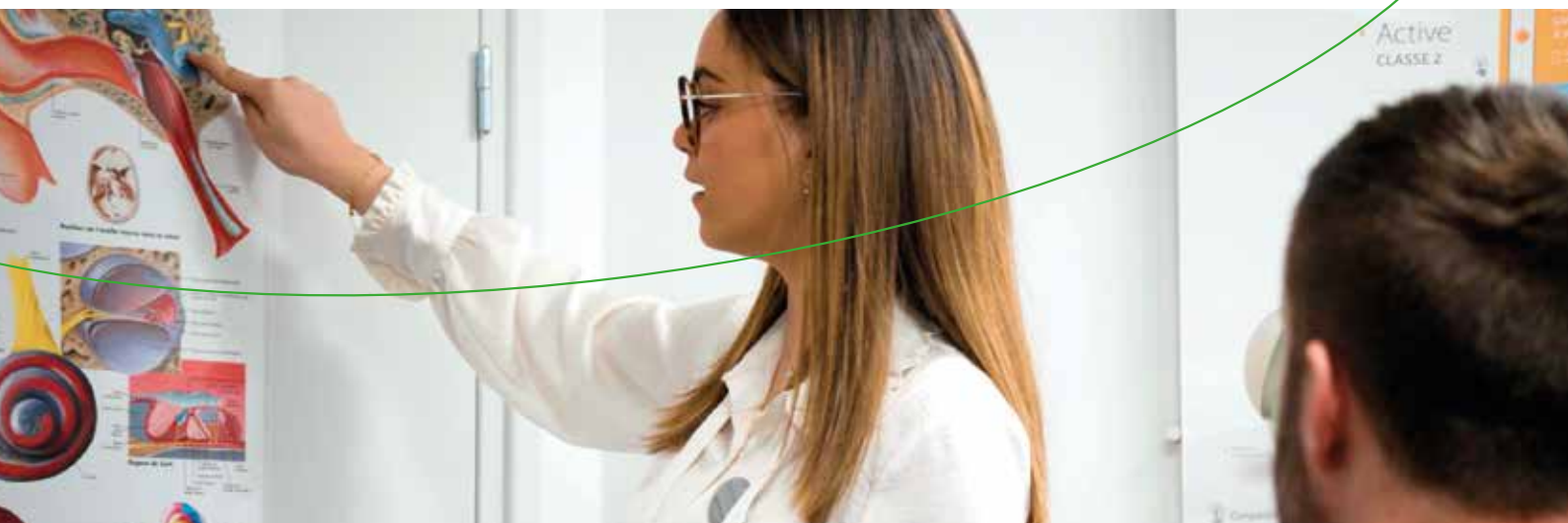
Cette nouvelle année s'annonce riche, stimulante et porteuse de projets structurants pour notre métier. Faisons en ensemble une année utile, engagée et durablement marquante pour l'avenir de la profession.

Je vous souhaite à toutes et à tous une excellente lecture de cette nouvelle édition 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

VOL 39
N°1-2026

ÉDITORIAL



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

Plusieurs décennies après la publication des premiers règlements quant à l'exposition aux sons intenses, leurs effets restent à la fois difficiles à prédire lorsque l'exposition est occasionnelle, et difficiles à quantifier : pensons à l'"affaire" des synaptopathies cachées... Les premiers mémoires de fin d'études en audioprothèse qui ouvrent ce numéro examinent deux aspects de cette problématique. Samuel Moulin a saisi l'opportunité d'accès à une salle de concert de musique amplifiée pour instrumenter des spectateurs avec des dosimètres et collecter également des données audiolinguistiques et comportementales. Cette logistique, plus lourde qu'il n'y paraît, portant sur 63 participants répartis en trois concerts, a permis de collecter des données de terrain précieuses pour la compréhension des facteurs pertinents ou pas et pour conforter la valeur des recommandations actuelles, encore trop souvent étayées plus par des intuitions que par des données solides. De son côté, Théo Muratte est revenu aux bases, sélectivité fréquentielle et largeur des filtres

cochléaires, avec le mérite de proposer une approche expérimentale "à la Moore et Glasberg" mais applicable au terrain. Il ne faut pas oublier que le principal effet d'une exposition sonore intense reste l'atteinte des cellules ciliées externes et la dégradation résultante du filtrage. Il s'agit à minima d'un excellent marqueur, dont les mesures développées dans ce mémoire devraient utilement relancer l'intérêt clinique. Enfin on reste dans l'acoustique avec le mémoire de Loan Carreno qui s'attelle à quantifier l'effet d'un événement en fonction de ses propriétés de masse acoustique (un élément utile du résonateur d'Helmholtz, le père de l'acoustique physiologique moderne). L'importance du couplage permis par un événement mal optimisé dans la dégradation des performances est utilement soulignée.

Dans la continuité de ces rappels aux fondamentaux, Jehan Gutleben nous propose un argumentaire très didactique concernant les cibles de préréglage, propriétaires ou génériques, qui visent à restaurer la meilleure intelligibilité possible par bande de fréquence en proposant des gains et compressions de départ. Comme le rappelait Arnaud Coez à Cannes dernièrement, les calculs portent sur des systèmes auditifs normoentendants qui auraient juste perdu en sensibi-

lité... D'où l'instance de Jehan Gutleben à rappeler qu'il y a aussi un patient dans la boucle algorithmique. Dans la même logique de comparer les solutions clés en mains et les besoins exprimés par les patients, Jean-Michel Prin examine les outils d'accessibilité puisqu'au fond, au-delà de restaurer la compréhension de la parole dans le silence,

**PLUSIEURS DÉCENNIES APRÈS
LA PUBLICATION DES PREMIERS
RÈGLEMENTS QUANT À L'EXPOSITION
AUX SONS INTENSES, LEURS EFFETS
RESTENT À LA FOIS DIFFICILES À
PRÉDIRE LORSQUE L'EXPOSITION EST
OCCASIONNELLE, ET DIFFICILES À
QUANTIFIER : PENSONS À L'"AFFAIRE"
DES SYNAPTOPATHIES CACHÉES...**

c'est l'inclusion dans les activités sociales "normales" que vise la démarche de prescription d'appareillage. Plutôt que paraphraser son article très bien documenté, nous préférons citer l'auteur dans son chapeau, "les discours technologiques tendent parfois à précéder les usages réels".

C'est pour le panachage des deux que plaide l'ensemble de ce numéro. Ce panachage est un défi dont le cas clinique rédigé par Arnaud Coez montre le très long cheminement, semé d'embûches.

**SAMUEL
MOULIN**



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E
UNIVERSITÉ DE
RENNES
ÉCOLE
D'AUDIOPROTHÈSE
DE FOUGÈRES
LAURÉAT DU CNA
2025

EXPOSITION SONORE EN CONCERT : INFLUENCE DES FACTEURS ACOUSTIQUES ET NON-ACOUSTIQUES SUR LES TROUBLES AUDITIFS À COURT TERME DES SPECTATEURS

Lors d'un concert, les spectateurs peuvent être exposés à des niveaux sonores de l'ordre de 100 dB(A) pendant plusieurs heures, ce qui peut avoir des conséquences immédiates sur l'audition (élévations de seuils auditifs, apparition d'acouphènes, etc.).

Cette étude visait à analyser l'influence relative de facteurs acoustiques, comportementaux et individuels sur les troubles auditifs rapportés par les spectateurs. Les données recueillies auprès de 63 participants comprenaient des mesures dosimétriques individuelles, des tests auditifs réalisés avant et après le concert, ainsi que des informations comportementales.

Les résultats ont montré que le niveau d'exposition sonore moyen était le principal facteur expliquant les élévations de seuils auditifs observées entre 2 et 4 kHz. L'amplitude de ces élévations dépendait également du port de protections auditives et du temps de récupération après l'exposition. En revanche, aucune influence significative n'a été mise en évidence pour les autres facteurs acoustiques (niveau sonore maximum, dynamique, etc.), individuels (genre, perte auditive préexistante) ou comportementaux (consommation d'alcool). Par ailleurs, l'apparition ou l'aggravation d'acouphènes a concerné 20 à 30 % des participants, sans lien significatif identifié. Ces résultats viennent préciser l'influence relative des facteurs étudiés et confortent les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé pour protéger l'audition des spectateurs.

REMERCIEMENTS

Cette étude a été réalisée avec le soutien du Pr. Mathieu Paquier (Université de Bretagne Occidentale) et des équipes de La Carène. Je remercie également les sociétés Feichter Electronics et L'Agence du Verbe, ainsi que l'association Journée Nationale de l'Audition pour le prêt de matériel.

1. INTRODUCTION

Le système auditif, essentiel à la communication et à l'interaction sociale, est vulnérable aux agressions sonores. Une surexposition sonore peut engendrer l'apparition de troubles auditifs temporaires ou permanents suivant les lésions occasionnées par le bruit, que l'exposition survienne dans un cadre professionnel ou récréatif (concerts, bar, etc.). Ces lésions peuvent être mécaniques, au niveau de la membrane basilaire ou des cellules ciliées externes ^(1,2) ou synaptiques, causées par une libération excessive et répétée de glutamate par les cellules ciliées internes ^(2,3).

1.1 CADRE RÉGLEMENTAIRE ET RECOMMANDATIONS INTERNATIONALES POUR LES CONCERTS

En France, la réglementation applicable aux concerts et événements musicaux amplifiés est régie par le décret n° 2017-1244 du 7 août 2017 ⁽⁴⁾. Elle a pour objectif de protéger la santé auditive du public, des artistes et du personnel. Les principaux éléments de la loi incluent la définition d'un niveau sonore maximal autorisé fixé à 102 dB(A) et 118 dB(C) moyenné sur 15 minutes en tout lieu accessible au public. L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) recommande quant à elle une limite de 100 dB(A) dans son dernier rapport ⁽⁵⁾. Le décret français stipule également une

obligation de mesure continue du niveau sonore durant toute la durée de l'événement, l'affichage des niveaux sonores, la mise à disposition de protections auditives, et la création d'espaces de repos auditif (zones calmes).

1.2 SYMPTÔMES AUDITIFS PRÉDOMINANTS SUITE À UN CONCERT DE MUSIQUE AMPLIFIÉE

Différentes études se sont intéressées aux conséquences auditives d'une exposition à la musique amplifiée. La plupart mettent en évidence deux troubles auditifs principaux : des élévations de seuils auditifs, et des acouphènes. Une élévation de seuils auditifs se manifeste par une diminution de la sensibilité auditive (sensation d'oreille cotonneuse), limitant la capacité à percevoir des sons de faible intensité. Cette élévation peut être temporaire (Temporary Threshold Shift - TTS) ou permanente (Permanent Threshold Shift - PTS), selon la durée et l'intensité de l'exposition ⁽⁶⁾. Les acouphènes correspondent à des sensations auditives telles que des bourdonnements, des sifflements ou des grésillements, perçues en l'absence de source sonore externe. Ils peuvent être temporaires ou chroniques et sont souvent associés à une perte auditive ⁽⁷⁾. Les acouphènes peuvent avoir un impact significatif sur la qualité de vie, en perturbant le sommeil, la concentration, et en provoquant des états anxieux ou dépressifs dans les cas les plus sévères ⁽⁸⁾.

Dans une étude menée aux États-Unis, les élévations de seuils post-concert ont été évaluées pour 29 spectateurs normo-entendants lors un concert pop/rock en intérieur ⁽⁹⁾. Des élévations de seuils de 10 dB ou plus ont été constatées pour 30 à 60% des participants en fonction de la fréquence (environ 30% sur les deux oreilles à 2 kHz et 3 kHz, et jusqu'à 54% des participants à 4 kHz). De plus, 25% des participants ont rapporté souffrir d'acouphène après le concert. Le niveau sonore dans l'audience a été évalué à 98.5 dB(A) en moyenne sur la durée du concert (3 heures). Cependant, ces données d'exposition sonore n'étant pas individuelles, elles n'ont pas été mises en lien avec les élévations de seuils rapportées. Dans une autre étude ⁽¹⁰⁾, des augmentations significatives de seuils auditifs ont été mesurées au cours de trois concerts pour 13 participants sur 29 (soit environ 45%), exposés à un niveau sonore moyen de 99.8 dB(A).

Une enquête à grande échelle réalisée dans plusieurs pays révèle que 80% des 2264 personnes interrogées ont déjà souffert d'acouphène après une exposition sonore en concert, et que ce symptôme apparaît « souvent » ou « toujours » pour 20% des personnes interrogées ⁽¹¹⁾. Une étude menée au Canada ⁽¹²⁾ sur 204 spectateurs de concerts de rock/métal a montré que la proportion des spectateurs touchés par des acouphènes atteignait 85% suite à l'exposition sonore (quatre concerts distincts).

De manière plus marginale et encore débattue, certaines études ont évalué les difficultés en termes d'intelligibilité dans le bruit suite à une exposition sonore en concert ^(13, 14).

1.3 FACTEURS INFLUENTS SUR L'APPARITIONS DE TROUBLES AUDITIFS EN CONCERT

Des études soulignent l'influence de facteurs acoustiques sur l'apparition de troubles auditifs chez les spectateurs, et évaluent le niveau sonore moyen en concert de musique amplifiée autour de 95 à 100 dB(A) ^(9, 10, 15, 16, 17). Bien que le niveau sonore moyen, conjugué à la durée d'exposition, semble être déterminant dans l'apparition de troubles auditifs, les études menées ne permettent pas d'établir une corrélation franche entre le niveau d'exposition sonore, et l'intensité des symptômes auditifs mentionnés précédemment ^(9, 10). D'autres facteurs acoustiques comme la proportion de basses fréquences particulièrement importante dans certaines styles musicaux (EDM, RAP,...), ou encore la dynamique sonore réduite pourraient jouer un rôle sur l'audition ^(18, 19).

Plusieurs études soulignent par ailleurs l'importance de facteurs comportementaux et individuels : l'utilisation de protections auditives, la réalisation de pauses en zone calme, la consommation d'alcool ou de drogues, l'état de fatigue préalable ainsi que le genre pourraient affecter la susceptibilité individuelle à présenter des troubles auditifs après un concert ^(20, 21, 22).

Malgré la multiplicité des études, de nombreux résultats sont contradictoires ou imprécis faute de dispositifs de mesure personnalisés. En effet, la plupart des travaux reposent sur des données comportementales ou des questionnaires

rétrospectifs sans mesure objective de l'exposition individuelle et sans recueil simultané des facteurs potentiellement explicatifs ^(9, 10, 21, 22).

1.4 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Ce travail vise à étudier, en conditions de concert dites "écologiques", l'apparition de troubles auditifs à court terme parmi les spectateurs, en s'appuyant sur un recueil systématique de variables acoustiques, comportementales et individuelles. L'objectif est d'identifier les principaux facteurs explicatifs d'élévations temporaires de seuils auditifs et de l'apparition ou majoration d'acouphènes, pour contribuer à une compréhension multidimensionnelle du risque et à une meilleure prévention des lésions auditives.

2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

L'étude a été conduite à La Carène, à Brest, qui dispose d'une salle de concert d'une capacité d'accueil de 1300 places. La salle de concert principale est équipée d'un système de sonorisation Adamson de type line-array S10 complété de 10 subwoofers E119 posés au sol devant la scène. La Carène dispose également d'une salle attenante insonorisée (bruit résiduel inférieur à 35 dB SPL), où les tests auditifs ont été réalisés. Les données ont été collectées au cours de trois concerts proposant des styles musicaux variés (RAP, POP, ROCK) entre janvier et mars 2025. Le protocole expérimental, validé par le comité d'éthique CPP Nord-Ouest III (ID RCB : 2025-A00160-49), est décrit ci-après.

2.1 CRITÈRES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION

Les participants à cette étude devaient être âgés de 18 ans ou plus, et avoir préalablement acheté leur place de concert. Les participants ayant un bouchon de cérumen ou souffrant d'une surdité de transmission ou mixte présentant une composante transmissionnelle supérieure à 20 dB HL (*Hearing Level*) ont été exclus de cette étude. De même, les participants ayant consommé de l'alcool avant le concert, ou plus de deux unités d'alcool durant le concert ont été exclus.

2.2 DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE

Les spectateurs étaient recrutés environ une semaine avant chaque concert par une campagne de mailing adressée aux détenteurs de billets pour le concert ciblé. Un appel à participation a également été lancé sur les réseaux sociaux par l'équipe communication de La Carène.

À leur arrivée le soir du concert, les participants devaient :

CE TRAVAIL VISE À ÉTUDIER, EN CONDITIONS DE CONCERT DITES "ÉCOLOGIQUES", L'APPARITION DE TROUBLES AUDITIFS À COURT TERME PARMI LES SPECTATEURS, EN S'APPUYANT SUR UN RECUEIL SYSTÉMATIQUE DE VARIABLES ACOUSTIQUES, COMPOURTEMENTALES ET INDIVIDUELLES.

1. Avoir une otoscopie réalisée par une audioprothésiste D.E.,
2. Indiquer via un questionnaire s'ils avaient consommé de l'alcool avant le concert, et estimer leur niveau de fatigue à l'aide du test de Pichot ⁽²³⁾.
3. Réaliser un test auditif en auto-évaluation (recueil de seuils auditifs par méthode automatisée et évaluation d'intensité d'acouphène).
4. Être équipés d'un dosimètre acoustique (dispositif de captation sonore individuel).

Après le concert, et dans un délai de 30 minutes après l'exposition, les participants devaient :

1. Indiquer le nombre d'unités d'alcool consommées durant le concert, et s'ils avaient porté des protections auditives de manière partielle ou pendant toute la durée du concert (questionnaire).
2. Réaliser à nouveau le test auditif (relevé de seuils d'audition et évaluation d'acouphène).
3. Restituer le dosimètre.

Les participants ont été recontactés le lendemain de l'expérience. Si un participant présentait une augmentation de seuil strictement supérieure à 10 dB sur au moins une fréquence suite au concert, il était invité à repasser un test auditif sous 24 à 48 heures, afin de s'assurer de la récupération spontanée complète de l'audition. Si la récupération auditive était jugée incomplète (seuil supérieur de 10 dB par rapport à la mesure avant le concert, ou perception d'un acouphène majorée), le participant était réorienté vers le service hospitalier de Brest. Cette situation n'a pas été rencontrée au cours de cette étude.

2.3 COLLECTE DES DONNÉES AUDIOLOGIQUES

L'objectif était de collecter des données audiológicas pour une trentaine de participants par concert, juste avant et juste après l'exposition sonore afin de minimiser les variations inter-individuelles en termes de récupération auditive. L'approche retenue a été de faire passer des tests à plusieurs participants en parallèle en auto-évaluation, grâce à une méthode automatisée.

Un logiciel a été conçu en Python (version 3.13), en s'inspirant de la pratique clinique, et en se basant

sur les recommandations de bonnes pratiques de la Société Française d'Audiologie concernant la mesure de seuils d'audition de l'adulte. Les seuils d'audition ont été mesurés avec une méthode ascendante adaptative utilisant des sons purs pulsés aux fréquences 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, et 8000 Hz. Avant de lire les consignes du test d'audition, le participant devait renseigner s'il percevait un acouphène. Si oui, il devait indiquer l'intensité perçue de cet acouphène sur une échelle visuelle analogique (EVA). L'échelle était continue, sans graduations, et reprenait les éléments de l'échelle d'intensité de l'AFREPA allant de 0 (« pas d'acouphène ») à 10 (« intensité maximale imaginable »). Au total, les tests auditifs duraient environ 8 minutes.

Le choix du casque a été fait parmi les modèles mis à disposition par la société l'Agence du Verbe. Le choix était basé sur les performances d'isolation des casques puisque l'expérience se déroulait hors d'une cabine audiométrique normalisée avec plusieurs postes en parallèle, ce qui pouvait augmenter le bruit de fond et entraîner des distractions pendant le test. Des mesures d'isolation des casques ont été réalisées sur une tête artificielle KEMAR d'après un protocole décrit dans l'étude de Smull et al. ⁽²⁴⁾. Ces mesures ont montré que le casque Bose QC25 utilisé en mode passif, c'est-à-dire sans activation des algorithmes de réduction de bruit active, offrait de bonnes performances d'isolation aux bruits ambiants sans risquer d'altérer le signal audio par traitement du signal.

Au total, 10 postes ont été installés dans la salle de test, afin d'accueillir 10 participants à la fois (**Figure 1**). Chaque poste était ainsi constitué d'un ordinateur et d'un casque audio Bose QC25. Les traitements de signaux liés au rendu sonore (son spatialisé, etc.) ont été désactivés dans les options de la carte son des ordinateurs. Le niveau de sortie de la carte son de chaque poste a été défini au cours d'une procédure d'étalonnage réalisée à l'aide d'une tête artificielle Neumann KU-100, sur deux audiomètres calibrés Interacoustics AS608 et deux casques Radioear DD65 v2.



Figure 1 : Postes installés pour les tests auditifs réalisés à La Carène.

2.4 COLLECTE DES DONNÉES ACOUSTIQUES

Chaque participant était équipé d'un dosimètre électronique fourni par Feichter Electronics. Le dosimètre était positionné au niveau de l'épaule (**Figure 2, gauche**) et enregistrait à chaque seconde le niveau sonore en dB(A), dB(C), dB SPL, et par bande d'octave. Les données d'exposition sonore étaient ensuite traitées dans Matlab (v2022a), afin de calculer un ensemble de métriques acoustiques :

- **Niveaux sonores moyens** sur la durée du concert, notés AVG_SPL, AVG_A, et AVG_C en fonction de la pondération fréquentielle. Pour ces métriques, le temps d'intégration utilisé était de 15 minutes conformément à la législation en vigueur et aux recommandations de l'OMS^(4,5).

- **La dose d'exposition**, notée $L_{Ex,2h}$ et exprimée en dB(A), correspond à l'exposition sonore moyenne ramenée sur une période de référence de deux heures (durée approximative d'un concert). Cette métrique permet de s'affranchir des différentes durées d'exposition, en utilisant une règle d'iso-énergie, soit -3 dB par doublement de la durée d'exposition⁽²⁵⁾. La dose d'exposition a été calculée par la formule suivante :

$$L_{Ex,2h} = AVG_A + 10 \cdot \log(T_E/T_0)$$

avec T_E la durée effective de l'exposition en concert, et T_0 la durée de référence fixée à deux heures.

- **Niveaux sonores maximums** notés MAX_SPL, MAX_A, et MAX_C et calculés comme le percentile 99.9 des données captées toutes les secondes.

- **La dynamique de l'exposition sonore**, notée DynRange, et calculée comme la différence entre les percentiles 90 et 10 des données mesurées toutes les secondes⁽¹⁸⁾. Cette métrique traduit l'écart entre les sons les plus forts et les sons les plus faibles au cours de l'exposition sonore. Une valeur élevée indique des variations importantes du niveau sonore, et pourrait constituer un bon indicateur de la présence d'une pause durant l'exposition.

- **Le niveau de basses fréquences**, noté LF. Cette métrique est calculée comme la différence entre le niveau moyen en dB(C) et le niveau moyen en dB(A). Une valeur de LF élevée indique une forte exposition en termes de basses fréquences.

Le calcul des métriques acoustiques a été effectué sur la période d'exposition, qui peut être déterminée par visualisation des données brutes issues des dosimètres. La **Figure 2, à droite**, illustre un exemple de niveaux sonores en dB(A) moyennés sur 1 minute, pour deux spectateurs d'un même concert. On y voit notamment que les participants ont effectué les tests auditifs juste avant le concert (niveau sonore autour de 30 dB(A) pendant environ 10 minutes), puis retourner dans la salle de test insonorisée pour effectuer le relevé de seuils post-exposition.

2.5 COLLECTE DES DONNÉES COMPORTEMENTALES

Avant l'exposition sonore, les participants devaient évaluer leur état de fatigue à l'aide du test de Pichot⁽²³⁾. Ce test est un questionnaire constitué de 8 items, avec une échelle de Likert pour indiquer le niveau d'accord correspondant (0 = pas du tout / 1 = un peu / 2 = moyennement / 3 = beaucoup / 4 = extrêmement). Le score global Fatigue était ensuite calculé en faisant la somme des points de chaque item (score maximum de 32) pour l'analyse des résultats.

Après l'exposition sonore, les participants devaient remplir un second questionnaire pour indiquer s'ils avaient porté des protections auditives et dans quelle proportion : pendant toute la durée du concert, la majeure partie du concert, moins de la moitié du concert, ou pas de port de protections. Un niveau de protection entre 0 et 3 était ensuite codé dans l'analyse des résultats sous la variable Protection (0 pour « pas de protections », et 3 pour « protections pendant toute la durée du concert »). Les participants devaient également renseigner le nombre d'unités d'alcool consommées durant le concert (une bière de 25 cl ou un verre de vin

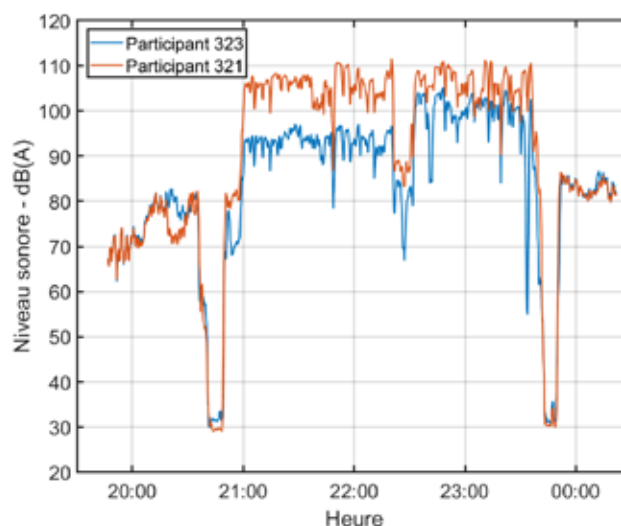


Figure 2 : Dosimètre installé sur un participant (gauche), et exemple de niveaux sonores moyennés sur 1 minute, mesurés au cours d'un concert pour deux spectateurs (droite).

Tableau 1 : Âge et Perte Tonale Moyenne des spectateurs inclus dans le panel.

	Concert	N	Moy.	Écart-type	Mini.	Maxi.	Centiles		
							25th	50th	75th
Âge	1	11	34.27	10.72	22	58	27.50	31.00	39.5
	2	28	39.43	12.05	22	67	29.75	36.50	48.5
	3	24	49.79	12.48	19	62	50.75	53.50	57.0
PTM (dB HL)	1	11	10.63	5.06	6.25	21.9	6.56	9.38	11.9
	2	28	9.80	5.52	3.13	24.4	6.72	7.81	10.6
	3	24	13.08	6.74	4.38	29.6	8.13	11.56	16.1

de 12 cl équivalant à 1 unité d'alcool, une bière de 50 cl à 2 unités, etc.). L'auto-évaluation de la consommation d'alcool est jugée fiable pour des consommations faibles à modérées, inférieures à 8 unités ⁽²⁶⁾. Les éléments du questionnaire après concert ont été directement inspirés des travaux de Kraaijenga et al. ⁽²²⁾.

2.6 TRAITEMENT STATISTIQUE ET ANALYSES

Les analyses statistiques ont été réalisées sur Jamovi (version 2.3.28) pour les statistiques descriptives, et les statistiques inférentielles (analyse de variance ANOVA, tests post-hoc).

Les seuils audiométriques étaient comparés avant et après exposition sur chaque oreille, puis moyennés sur la bande de fréquence 2–4 kHz, soit la zone la plus vulnérable lors d'expositions à la musique amplifiée ^(9,18).

Les Analyses en Composantes Principales Focalisées et les modèles de régressions linéaires multiples ont quant à eux été effectués dans R (RStudio version 2024.12.1) à l'aide du package psy. Cette méthode a permis, à travers l'utilisation du

critère d'information d'Akaike (AIC), d'identifier les facteurs liés significativement à la variation des seuils auditifs avant/après exposition. Les coefficients du modèle multivarié indiquent la valeur d'élévation de seuils (en dB) pour un changement d'unité de la variable indépendante étudiée, sans prendre en compte l'effet des autres variables du modèle.

3. RÉSULTATS

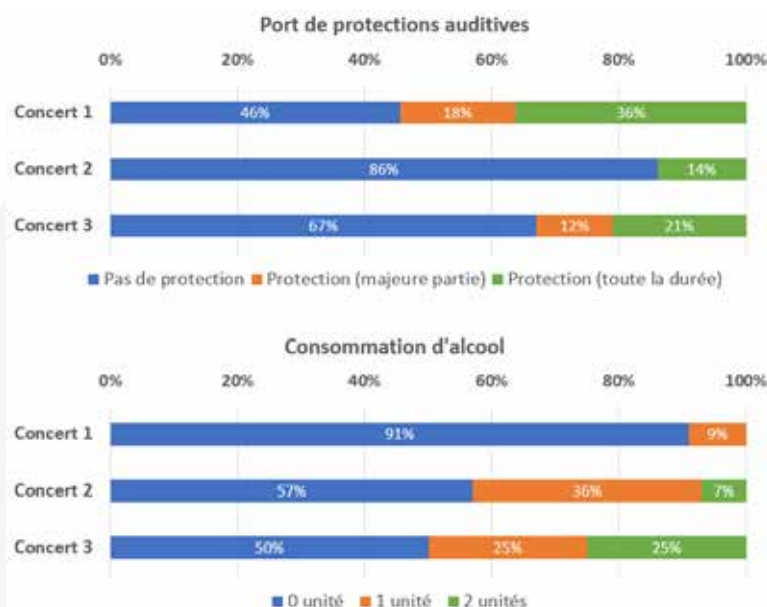
3.1 POPULATION ÉTUDIÉE ET DONNÉES COMPORTEMENTALES

Au total, 73 spectateurs ont participé à cette étude, et 63 ont été retenus pour les analyses statistiques après application des critères d'exclusion (4 sujets) et en retirant les spectateurs pour lesquels les données étaient incomplètes (6 sujets).

Les participants étaient répartis sur trois concerts de la manière suivante : concert 1 « RAP » (N=11), concert 2 « POP » (N=28) et concert 3 « ROCK » (N=24). Le panel ainsi retenu était constitué de 42 femmes et 21 hommes, avec une surreprésentation des femmes lors du concert 2 (82 %), alors que la répartition hommes/femmes était quasi équilibrée lors des deux autres concerts. Les participants présentaient tous une Perte Tonale Moyenne (PTM) inférieure à 30 dB HL sans qu'une analyse ANOVA ne révèle de différence significative entre les concerts ($p=0.14$). L'âge des spectateurs allait de 19 à 67 ans, et l'âge moyen variait significativement suivant les concerts (ANOVA : $F(2, 60) = 7.92, p<0.01$). Un test post-hoc avec correction de Tukey a révélé que les participants du Concert 3 étaient significativement plus âgés que les autres participants (voir **Tableau 1**).

Les questionnaires remplis après le concert ont permis d'évaluer la proportion de participants ayant porté des protections auditives, ainsi que le nombre d'unités d'alcool consommées (voir **Figure 3**). Le recours aux protections auditives était variable en fonction du concert, notamment lors du Concert 2, où 86% des participants n'ont pas porté de protections. De même, la consommation d'alcool variait d'un concert à l'autre : 91% des participants n'ont pas consommé d'alcool lors du Concert 1, alors que ce pourcentage était de 50% pour le Concert 3.

Figure 3 : Répartition du port de protections et consommation d'alcool par concert.



3.2 DESCRIPTION DE L'EXPOSITION SONORE EN CONCERT

L'exploitation des données dosimétriques individuelles a permis de quantifier l'exposition sonore lors des trois concerts, dont la durée était de 1h35 pour le Concert 1, 1h45 pour le Concert 2 et 2h46 pour le Concert 3. Ces différences de durée ont été prises en compte dans le calcul de $L_{Ex,2h}$ mais n'ont pas d'impact sur les autres métriques acoustiques utilisées. Les valeurs d'exposition sonore moyenne calculées pour les trois concerts sont représentées sur la **Figure 4**.

Une analyse ANOVA a révélé que le niveau d'exposition sonore était statistiquement différent entre les concerts ($F(2, 60) = 107, p < 0.01$). De plus, un test post-hoc avec correction de Tukey a indiqué que tous les concerts ont occasionné des niveaux d'exposition différents ($p < 0.01$) et que l'exposition a été plus importante au cours du Concert 3. Ces observations ont été faites pour toutes les métriques basées sur la mesure du niveau sonore moyen : $L_{Ex,2h}$, AVG_A , AVG_C , et AVG_SPL .

Les analyses ANOVA et post-hoc réalisées sur les autres métriques acoustiques ont également révélé des différences significatives en termes

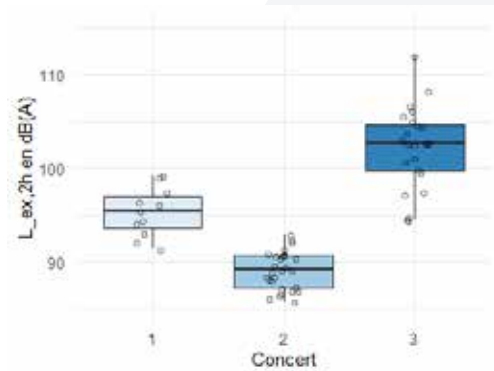


Figure 4 : Niveaux d'exposition sonore calculés sur une période de référence de 2h ($L_{Ex,2h}$).

de niveau sonore maximum, de dynamique sonore, et de proportion de basses fréquences. Globalement, les données acoustiques indiquent que l'exposition sonore a été plus importante lors du Concert 3, avec des niveaux sonores moyens et des niveaux maximums élevés, ainsi qu'une dynamique réduite ce qui pourrait expliquer une fatigue auditive accrue ^(18, 19). Au contraire, le Concert 2 présentait les niveaux sonores les plus bas, avec peu de basses fréquences et une dynamique sonore étendue.

Nouvelle identité

Même engagement

Le nouveau visage de Phonème offre aux indépendants une identité professionnelle attractive, claire et engageante. L'oreille, symbole affirmé de notre métier, garantit la compréhension immédiate de notre activité. L'oiseau quant à lui, incarne le plaisir de redécouvrir des sons doux et oubliés, tandis que sa branche fait écho à notre concept de Jardin sensoriel.



25
centres



20
audios



100%
indépendant

Nous contacter



contact@phoneme-audio.fr



07.45.16.91.41



...Et les sons ont du sens !

3.3 CONSÉQUENCES AUDITIVES POST-EXPOSITION

3.3.1 ÉLÉVATIONS DE SEUILS AUDITIFS

L'analyse des seuils auditifs avant/après a révélé que 32 % des participants (20/63) présentaient une élévation de seuils auditifs supérieure ou égale à 10 dB sur au moins une fréquence immédiatement après le concert. Cette proportion variait selon le concert : 27% et 24% pour le Concert 1 et Concert 2 respectivement, et jusqu'à 54% pour le Concert 3.

Une analyse ANOVA menée sur l'ensemble du panel a montré que l'élévation de seuils auditifs ne dépend pas de l'oreille considérée ($p=0.39$) mais dépend de la fréquence ($F(7, 992) = 3.50$, $p<0.01$). Les élévations de seuils moyennées sur les deux oreilles sont représentées en fonction de la fréquence testée sur la **Figure 5**.

Figure 5 : Élévations de seuils auditifs moyennées sur les deux oreilles et erreurs standards associées, en fonction de la fréquence du stimulus sonore (N = 63).

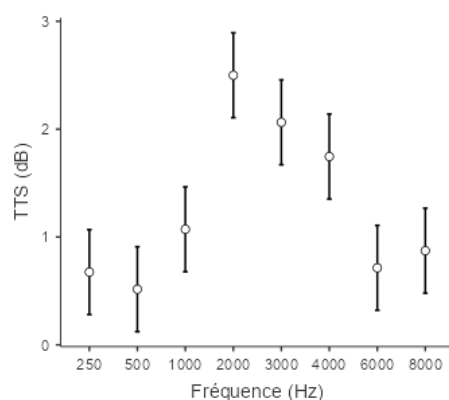
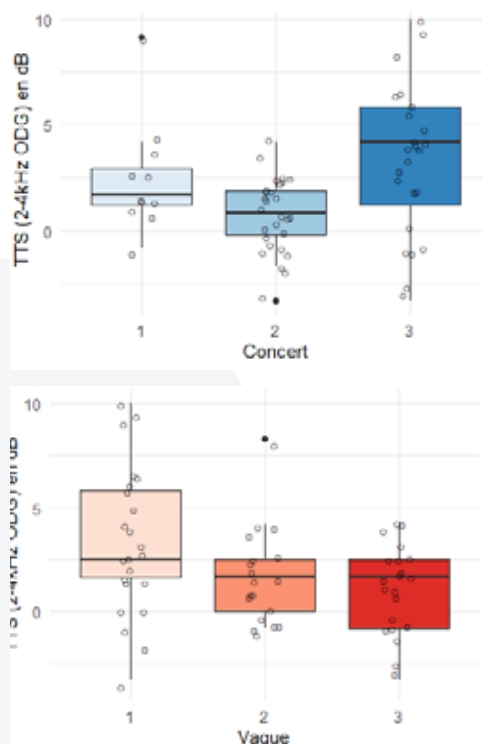


Figure 6 : Élévations de seuils auditifs mesurées entre 2 et 4 kHz (TTS_{2-4kHz}) en fonction du concert (en haut), et de la vague de passage des participants (en bas).



Compte tenu de la dépendance fréquentielle observée, il a été choisi de considérer pour la suite des analyses statistiques la moyenne des élévations de seuils mesurées sur les deux oreilles et sur la bande 2-4 kHz. Cette valeur est notée TTS_{2-4kHz} et est exprimée en dB.

Une analyse ANOVA à deux facteurs a été réalisée afin de tester l'influence du concert et l'ordre de passage des participants sur les élévations de seuils mesurées (variable dépendante étudiée : TTS_{2-4kHz} , facteurs fixes du modèle : Concert, Vague). L'analyse ANOVA a révélé un effet des facteurs Concert ($F(2, 54) = 5.31$, $p<0.01$), et Vague ($F(2, 54) = 3.62$, $p<0.05$), mais pas d'interaction entre ces facteurs ($p=0.34$). Les valeurs d'élévations de seuils mesurées sont représentées en fonction du concert et de l'ordre de passage des participants (Vague) sur la **Figure 6**.

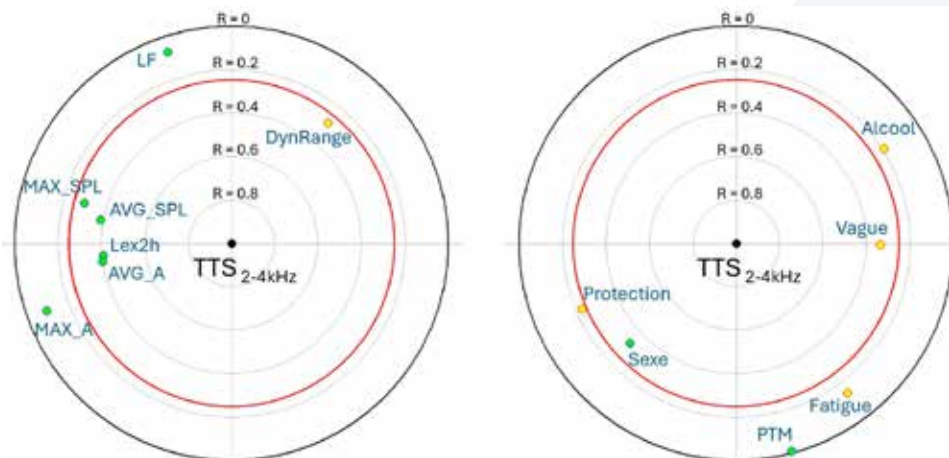
Les élévations de seuils ont été globalement plus importantes au cours du Concert 3 que lors du Concert 2 ($p_{\text{tukey}} < 0.01$). Cependant, aucune différence significative n'a été trouvée entre le Concert 3 et le Concert 1 ($p_{\text{tukey}} = 0.348$). Concernant l'ordre de passage, un test de Tukey indique que les élévations de seuils sont en moyenne plus marquées pour les participants testés au cours de la première vague (relevé de seuils juste après le concert), par rapport à la 3^{ème} vague (participants testés environ 20 minutes plus tard).

A) Analyse des corrélations

Au-delà de l'influence du temps de récupération après l'exposition, il semble intéressant d'explorer les variables qui ont pu avoir un effet sur les élévations de seuils mesurées aux cours des différents concerts. Pour cela, les liens de corrélations entre le critère d'élévation de seuils (TTS_{2-4kHz}) et les différentes variables acoustiques et non-acoustiques ont été étudiés grâce à une Analyse en Composantes Principales Focalisée (FPCA) ⁽²⁷⁾. Les résultats de cette analyse sont représentés sur la **Figure 7**. Sur cette figure, les points à l'intérieur du cercle rouge correspondent à des relations statistiquement significatives au seuil de 5%. Les points en vert correspondent à des corrélations positives entre les variables explicatives et la variable dépendante (au centre), et les points en jaune correspondent à des corrélations négatives.

Deux « groupes » de métriques acoustiques présentent des corrélations significatives avec la variable dépendante : un groupe centré autour de $L_{Ex,2h}$, traduisant l'idée que lorsque l'exposition sonore augmente, l'élévation de seuils augmente, et l'autre groupe représenté par DynRange indiquant à travers la corrélation négative que lorsque la dynamique sonore augmente, l'élévation de seuils diminue.

La même approche a été menée avec les variables explicatives non-acoustiques (**Figure 7, à droite**). Ici, des relations de corrélation significatives ont été trouvées pour la variable Vague (corrélation négative, $p<0.01$), alors que la variable Protection se trouve en limite de significativité (corrélation négative, $p=0.07$).



Il est à noter que le Genre apparaît comme étant positivement corrélé à l'élévation de seuils auditifs ($p < 0.01$), mais il est probable que cet effet soit en partie lié à une répartition non-homogène entre les genres en fonction des concerts.

B) Établissement d'un modèle de régression linéaire multiple

Un modèle de régression linéaire multiple a été construit en considérant les variables explicatives les plus influentes (variables non colinéaires). Le modèle de régression retenu intègre quatre facteurs : le niveau d'exposition sonore individuel $L_{Ex,2h}$ suivant quatre catégories (<88 dB(A), 88-94 dB(A), 94-100 dB(A), >100 dB(A)), le port de protection (non protégé, protection intermittente, protection permanente), le temps écoulé post-concert (vague 1, 2, 3), et le genre.

Les coefficients du modèle reportés dans le Tableau 2 confirment le rôle principal du niveau sonore, avec une exposition supérieure à 100 dB(A) entraînant en moyenne une élévation de seuils supplémentaire de +3.6 dB par rapport à une exposition inférieure à 88 dB(A) (voir Figure 8). Par ailleurs, porter des protections auditives en permanence entraîne une diminution significative de TTS_{2-4kHz} de l'ordre de 2.8 dB par rapport à une absence de protections auditives. L'effet du délai de récupération est de l'ordre de 2 dB, tandis que le Genre n'atteint pas le niveau de significativité ($p = 0.08$).

Les variables telles que la dynamique sonore, la proportion de basses fréquences, la consommation d'alcool (≤ 2 unités), le score de fatigue, et la Perte Tonale Moyenne testées séparément ne sont pas significatives dans ce modèle.

3.3.2 ACOUPHÈNES

Parmi les 63 participants, 11 souffraient d'acouphène avant le concert, dont l'intensité moyenne était de 2.6 ± 1.95 sur l'échelle visuelle analogique. Cette intensité moyenne passe à 3.27 ± 2.43 après le concert. Les conditions de normalité n'étant pas réunies sur ce jeu de données limité

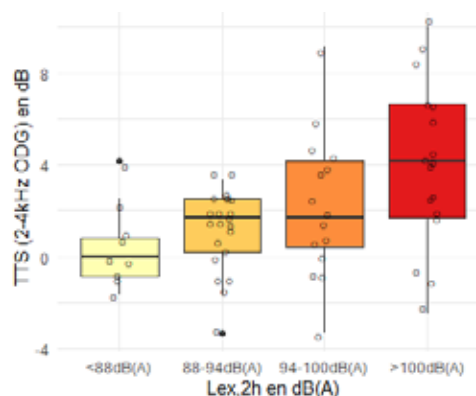
Coefficients du modèle - TTS 2-4kHz (dB)

Prédicteur	Estimation	Erreur standard	t	p
Ordonnée à l'origine	2.13	0.842	2.53	0.014
Vague : référence = Vague 1				
2	-1.88	0.731	-2.57	0.013
3	-2.64	0.745	-3.54	<.001
Protection : référence = Pas de protection				
Protection intermittente	-2.17	1.125	-1.93	0.059
Protection permanente	-2.76	0.749	-3.69	<.001
Lex2h : référence <88 dB(A)				
88-94 dB(A)	0.94	0.925	1.01	0.315
94-100 dB(A)	2.00	0.997	2.01	0.05
>100 dB(A)	3.61	0.990	3.64	<.001
Genre : référence = F				
H	1.15	0.647	1.78	0.081

Erreur quadratique moyenne (RMSE) = 2.08 dB

AIC = 291 $R^2 = 0.482$ R^2 ajusté = 0.405

Tableau 2 : Modèle de régression linéaire multiple proposé pour modéliser les élévations de seuils auditifs pour l'intégralité du jeu de données (N=63).



à 11 observations, un test non-paramétrique de Wilcoxon a été réalisé sur les données appariées. Ce test n'a pas révélé de différence significative entre l'intensité de l'acouphène avant et après le concert pour les spectateurs acouphéniques ($p=0.097$). De plus, huit participants ont déclaré un acouphène après le concert alors qu'ils n'en avaient pas avant. Dans ce cas, l'intensité moyenne de l'acouphène après le concert était de 2.05 ± 1.38 (score EVA), avec un maximum de 4.6 points.

Au total, 14 participants ont déclaré une majoration ou une apparition d'acouphène après l'exposition sonore, soit 22% de la population étudiée. Ces troubles sont apparus sur l'ensemble des concerts : 18% lors des Concerts 1 et 2, et 29% lors du Concert 3. Une analyse de corrélations a été effectuée sur l'augmentation du score d'intensité d'acouphène (différence de score EVA après et avant le concert), en considérant les métriques acoustiques (AVG_A, AVG_C, AVG_SPL, $L_{Ex,2h}$, MAX_A, MAX_C, MAX SPL, DynRange, et LF), ainsi que les facteurs non-acoustiques (Protection, Alcool, Fatigue, PTM). Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre l'intensité d'acouphène et ces différents facteurs, potentiellement dû au nombre limité d'observations ($N=14$). Ces résultats soulignent la complexité physiopathologique de ce symptôme et la difficulté potentielle des spectateurs pour s'en protéger efficacement.

4. DISCUSSION

4.1 COMPARAISON DES RÉSULTATS À LA LITTÉRATURE

Cette étude se distingue par la dosimétrie individuelle, qui permet de tirer des enseignements sur les interactions entre facteurs d'exposition et profils individuels, là où les études antérieures se basaient sur des analyses globales ^(9, 21). Les résultats de cette étude sont globalement en accord avec la littérature, en particulier concernant les proportions de troubles auditifs observés au sein des spectateurs, les niveaux sonores mesurés en concert, et la zone fréquentielle située entre 2 et 4 kHz pour laquelle les élévations étaient les plus présentes ^(9, 18, 20, 21). La présente étude confirme également l'efficacité du port de protections sur la diminution des élévations de seuils ^(10, 21) en isolant l'influence potentielle des autres facteurs. Cependant, cette protection n'est pas parfaite, et certains spectateurs ont présenté des élévations de seuils notables malgré le port de protections auditives, comme l'apparition ou la majoration d'acouphène.

Dans cette étude, aucun lien significatif n'a été révélé entre la consommation d'alcool pendant le concert et l'apparition de troubles auditifs à court terme. Ces résultats semblent être en opposition avec les conclusions de l'étude de Kraaijenga et al. ⁽²²⁾ qui indiquaient une dégradation des seuils d'audition en festival due à la consommation d'alcool, avec

4 unités d'alcool consommées en moyenne au sein du panel étudié. Il reste difficile de statuer sur la présence ou l'absence d'un effet de l'alcool sur l'audition (dégradation ou protection) car peu de données ont été collectées et les effets de l'alcool sur les individus dépend de divers facteurs (condition physique, alimentation avant l'ingestion d'alcool, prise de médicaments, etc.).

4.2 LIMITES DE L'ÉTUDE ET PERSPECTIVES DE RECHERCHE DÉGAGÉES

La taille de l'échantillon étudié est relativement faible au regard du nombre de facteurs potentiellement influents sur l'apparition de troubles auditifs chez les spectateurs. Outre les facteurs les plus influents mis en évidence, les conclusions restent ouvertes concernant l'effet potentiel de la consommation d'alcool ou encore l'effet du genre des participants, par exemple. Un nombre de participants plus important permettrait d'évaluer si ces effets sont réellement absents ou s'ils n'ont pas pu être mis en évidence par manque de puissance statistique. De plus, l'augmentation du nombre d'observations aurait été utile pour étudier l'apparition ou la majoration d'acouphène (prévalence de l'ordre de 20 à 30% dans la population testée), car aucune variable explicative n'a pu être identifiée dans le cadre de ce travail. D'autre part, il n'a pas été possible d'équilibrer les panels d'un point de vue démographique, ni sur les aspects comportementaux liés au port de protections auditives ou à la consommation d'alcool. Il est probable que des interactions entre type de concert, exposition et répartition des comportements masquent ou accentuent des effets qui mériteraient une exploration sur un échantillon plus large et équilibré.

Parmi les spectateurs inclus dans cette étude, tous présentaient une PTM inférieure à 30 dB HL. Il aurait été intéressant d'étudier en parallèle de ce groupe normo-entendant, un panel de malentendants pour tester l'influence d'une fragilité cochléaire plus avancée (surdité légère à moyenne, par exemple) sur la susceptibilité à développer un trouble auditif après un concert.

Enfin, la revue de la littérature met en évidence les limites de l'audiométrie tonale liminaire pour évaluer les conséquences d'une surexposition sonore, notamment les atteintes synaptiques, dont les répercussions après une exposition en concert restent encore débattues ^(25, 26). Il est probable que l'absence d'élévation durable des seuils liminaires ne suffise pas à exclure l'existence d'autres troubles auditifs révélés dans des situations sonores complexes, et dépendant de l'intégrité des structures synaptiques. Ces éléments soulignent la nécessité d'élargir les moyens d'évaluation et les protocoles de suivi de spectateurs exposés. Ainsi, l'intégration de mesures supraliminaires, telles que l'audiométrie vocale dans le bruit, au sein d'études longitudinales apparaît comme une perspective prometteuse pour mieux comprendre les troubles auditifs causés par des expositions sonores répétées. Ces travaux pourraient renforcer les stratégies de prévention à mener auprès des jeunes populations particulièrement exposées.

**DANS CETTE ÉTUDE,
AUCUN LIEN SIGNIFICATIF
N'A ÉTÉ RÉVÉLÉ ENTRE LA
CONSOMMATION D'ALCOOL
PENDANT LE CONCERT ET
L'APPARITION DE TROUBLES
AUDITIFS À COURT TERME.**

CONCLUSION

Cette étude avait pour but d'évaluer les conséquences auditives d'une exposition sonore en concert, et d'étudier l'influence relative de facteurs acoustiques, comportementaux et individuels sur les troubles auditifs fréquemment rapportés par les spectateurs.

L'étude des données dosimétriques individuelles, des tests auditifs avant et après concert, et le recueil des facteurs comportementaux auprès de 63 spectateurs confirment l'influence déterminante du niveau d'exposition sonore moyen sur les élévations de seuils auditifs. Ces élévations ont été principalement observées entre 2 et 4 kHz, et leur amplitude serait également liée au port de protections auditives, et au temps de récupération après l'exposition. Aucune influence n'a été retrouvée pour les autres facteurs étudiés, qu'ils soient acoustiques (niveau sonore maximum, dynamique sonore, proportion

de basses fréquences, etc.), individuels (genre, PTM) ou comportementaux (consommation d'alcool, niveau de fatigue). Ces résultats viennent conforter les recommandations formulées par l'Organisation Mondiale de la Santé portant sur le niveau sonore moyen de 100 dB(A) à ne pas dépasser, l'utilisation de protections auditives et le recours aux pauses pour limiter l'exposition. L'apparition ou la majoration d'acouphène ont touché 20 à 30% des participants, sans qu'un lien significatif avec les facteurs acoustiques, individuels ou comportementaux n'ait pu être mis en évidence.

Parmi les limites de cette étude, il faut souligner la taille modeste du panel vis-à-vis du nombre de facteurs potentiellement influents, la diversité des concerts et des publics recrutés, ainsi que l'absence de tests supraliminaires. L'ouverture vers des protocoles de recherche longitudinaux, et la diversification des tests constituent des perspectives de recherche à explorer. ■

RÉFÉRENCES

- Nordmann AS, Bohne BA, Harding GW. Histopathological differences between temporary and permanent threshold shift. *Hear Res.* janv 2000;139(1-2):13-30.
- Pujol R, Puel JL. Excitotoxicity, synaptic repair, and functional recovery in the mammalian cochlea: a review of recent findings. *Ann N Y Acad Sci.* 28 nov 1999;884:249-54.
- Diuba A, Gratijs P, Jeffers PWC, Nouvian R, Puel JL, Kujawa SG, et al. Phenotypic changes of auditory nerve fibers after excitotoxicity. *Proc Natl Acad Sci.* 8 avr 2025; 122(14).
- Décret n° 2017-1244 du 7 août 2017 relatif à la prévention des risques liés aux bruits et aux sons amplifiés. 2017-1244 août 7, 2017. Disponible sur: <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/decret/2017/8/7/2017-1244/jo/texte>
- WHO Global Standard for Safe Listening Venues and Events. 1st ed. Geneva: World Health Organization; 2022. 1 p.
- Strasser H, Irle H, Legler R. Temporary hearing threshold shifts and restitution after energy-equivalent exposures to industrial noise and classical music. *Noise Health.* 2003;5(20):75-84.
- Mazurek B, Olze H, Haupt H, Szczeppek AJ. The More the Worse: the Grade of Noise-Induced Hearing Loss Associates with the Severity of Tinnitus. *Int J Environ Res Public Health.* août 2010;7(8):3071-9.
- Salazar JW, Meisel K, Smith ER, Quiggle A, McCoy DB, Amans MR. Depression in Patients with Tinnitus: A Systematic Review. *Otolaryngol Neck Surg.* 1 juill 2019;161(1):28-35.
- Derebery MJ, Vermiglio A, Berliner KI, Potthoff M, Holguin K. Facing the music: pre- and postconcert assessment of hearing in teenagers. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol.* sept 2012;33(7):1136-41.
- Opperman DA, Reifman W, Schlauch R, Levine S. Incidence of Spontaneous Hearing Threshold Shifts during Modern Concert Performances. *Otolaryngol Neck Surg.* 1 avr 2006;134(4):667-73.
- Diviani N, Chadha S, Arunda MO, Rubinelli S. Attitudes towards Safe Listening Measures in Entertainment Venues: Results from an International Survey among Young Venue-Goers. *Int J Environ Res Public Health.* 6 déc 2021;18(23):12860.
- Bogoch II, House RA, Kudla I. Perceptions About Hearing Protection and Noise-induced Hearing Loss of Attendees of Rock Concerts. *Can J Public Health Rev Can Santé Publique.* janv 2005;96(1):69-72.
- Grinn SK, Wiseman KB, Baker JA, Le Prell CG. Hidden Hearing Loss? No Effect of Common Recreational Noise Exposure on Cochlear Nerve Response Amplitude in Humans. *Front Neurosci.* 2017;11:465.
- Kujawa SG, Liberman MC. Adding Insult to Injury: Cochlear Nerve Degeneration after "Temporary" Noise-Induced Hearing Loss. *J Neurosci.* 11 nov 2009;29(45):14077-85.
- Tronstad TV, Gelderblom FB. Sound Exposure During Outdoor Music Festivals. *Noise Health.* 2016;18(83):220-8.
- Edvardson MA. Analysis of measurements from Norwegian venues for amplified music [Master thesis]. Norwegian University of Science and Technology - NTNU; 2021. Disponible sur: <https://ntnuopen.ntnu.no/ntnu-xmlui/handle/11250/2823487>
- Axelsson A, Lindgren F. Temporary threshold shift after exposure to pop music. *Scand Audiol.* 1978;7(3):127-35.
- Venet T. Évaluation de la fatigue auditive chez des sujets exposés à de la musique amplifiée : recherche d'indicateurs d'exposition pertinents [Thèse de doctorat]. Université de Lorraine; 2022. Disponible sur: <https://theses.fr/2022LORR0070>
- Santos TSD, Bordiga P, Avan P. Auditory changes in awake guinea pigs exposed to overcompressed music. *Hear Res.* 1 nov 2024;453:109120.
- Helleman HW, Dreschler WA. Short-term music-induced hearing loss after sound exposure to discotheque music: the effectiveness of a break in reducing temporary threshold shift. *Int J Audiol.* févr 2015;54 Suppl 1:S46-52.
- Ramakers GGJ, Kraaijenga VJC, Cattani G, van Zanten GA, Grolman W. Effectiveness of Earplugs in Preventing Recreational Noise-Induced Hearing Loss: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Otolaryngol-- Head Neck Surg.* 1 juin 2016;142(6):551-8.
- Kraaijenga VJC, van Munster JJCM, van Zanten GA. Association of Behavior With Noise-Induced Hearing Loss Among Attendees of an Outdoor Music Festival. *JAMA Otolaryngol-- Head Neck Surg.* juin 2018;144(6):490-7.
- Gardenas J. Échelles et outils d'évaluation en médecine générale. In: *Le généraliste*, 2187. 2002. p. 1-54.
- Smull CC, Madsen B, Margolis RH. Evaluation of Two Circumaural Earphones for Audiometry. *Ear Hear.* janv 2019;40(1):177-83.
- Chan HS. Criteria for a Recommended Standard: Occupational Noise Exposure: Revised Criteria 1998. Disponible sur: <https://stacks.cdc.gov/view/cdc/6376>
- Northcote J, Livingston M. Accuracy of Self-Reported Drinking: Observational Verification of 'Last Occasion' Drink Estimates of Young Adults. *Alcohol.* 1 nov 2011;46(6):709-13.
- Falissard B. Focused Principal Component Analysis: Looking at a Correlation Matrix with a Particular Interest in a Given Variable. *J Comput Graph Stat.* 1 déc 1999;8(4):906-12.
- Dawes P, Cruickshanks KJ, Moore DR, Edmondson-Jones M, McCormack A, Fortnum H, et al. Cigarette Smoking, Passive Smoking, Alcohol Consumption, and Hearing Loss. *J Assoc Res Otolaryngol.* 1 août 2014;15(4):663-74.

THÉO
MURRATE



AUDIOPROTHÉSISTE D.E
ÉCOLE DE
MONTPELLIER
PRIX DE LA MEILLEURE
PRÉSENTATION ORALE

IMPACT DE L'EXPOSITION PROLONGÉE AU BRUIT SUR LA SÉLECTIVITÉ FRÉQUENTIELLE

Cette étude s'intéresse à l'impact de l'exposition prolongée au bruit sur la sélectivité fréquentielle du système auditif. Après en avoir rappelé les bases théoriques (bandes critiques, échelle Bark, ERB), elle compare les filtres auditifs de personnes malentendantes exposées de manière prolongée au bruit à ceux de malentendants entendant non exposés à travers un protocole adapté, simplifié et raccourci. L'approche expérimentale, fondée sur la méthode du bruit à échancrure, met en évidence un élargissement significatif des filtres auditifs et une dégradation de la sélectivité fréquentielle chez les sujets exposés au bruit. Ces résultats expliquent en partie les difficultés de compréhension en milieu bruyant rencontrées par les personnes malentendantes et soulignent l'importance de la prévention et de la protection contre le bruit. Enfin, cette étude ouvre des perspectives sur l'amélioration des stratégies de réhabilitation auditive en proposant une première ébauche d'un test clinique rapide.

INTRODUCTION

Le bruit, omniprésent dans notre quotidien, constitue un facteur de risque majeur pour l'audition, en particulier lors d'expositions prolongées. Depuis plusieurs décennies, les autorités publiques ainsi que les agences sanitaires et environnementales s'emploient à en réduire les impacts(1). Dans les environnements professionnels, récréatifs ou industriels, la gestion du bruit repose sur des exigences spécifiques visant à garantir la protection des individus (2). A un certain niveau d'exposition, plus de 80dB(A) sur 8h, le bruit peut être considéré comme lésionnel avec une possible atteinte irréversible de la cochlée. Les conséquences sont alors désastreuses pour l'audition.

De ce fait, il est plus simple de cerner la plus grande plainte des personnes malentendantes appareillées : la compréhension de la parole en milieu bruyant. Or, cette fonction est conséquente de la capacité de l'oreille à distinguer deux sons simultanés et à séparer les signaux sonores en différentes composantes fréquentielles. Ce phénomène, appelée sélectivité fréquentielle, repose sur la tonotopie cochléaire permettant le codage en fréquence par l'oreille interne et indirectement, le codage temporel. Sa considération dans l'appareillage auditif pourrait apporter un confort d'écoute important pour les patients les plus en difficulté. Néanmoins, sa mesure reste extrêmement complexe à effectuer en clinique car la réalisation des tests est longue, peu adaptée au matériel en cabine et l'interprétation des résultats complexe.

L'objectif de cette étude consiste donc en la mise en place d'un protocole de mesures simplifié et rapide pour modéliser des filtres auditifs, inspiré des travaux de Moore et Glasberg de 1987 et 1990 en psychoacoustique (3). Cette modélisation

permettra de comparer la sélectivité fréquentielle de personnes malentendantes exposées ou non au bruit par l'élargissement de leurs filtres auditifs.

NOTION DE FILTRES AUDITIFS

Notre système auditif périphérique est aujourd'hui considéré selon le paradigme de juxtaposition de filtres passe-bande, appelés filtres auditifs. Afin d'en modéliser leur comportement, Fletcher, à qui nous devons la première formalisation de ce concept en 1940, a proposé d'assimiler ces filtres passe-bande à des filtres rectangulaires. Leurs largeurs sont appelées bandes critiques définies comme largeurs fréquentielles d'une bande de bruit pour laquelle la sensation d'intensité, sonie, reste la même si l'intensité du niveau sonore demeure constante. Pour Zwicker, figure centrale de la recherche en psychoacoustique, les bandes critiques ont une largeur stable de 100 Hertz, indépendante de la fréquence jusqu'à 500Hz puis au-dessus, elles s'élargissent de 20% de la fréquence centrale. Ainsi une représentation en hertz était peu adaptée à ce concept. Il a donc créé une nouvelle échelle : le Bark qui représente une largeur de bande critique quel que soit la fréquence centrale. Cette division empirique fait suite à une série d'expériences de masquages recouvrant un son pur qui a permis une vision plus précise des méthodes de mesure en psychoacoustique (4).

Par la suite, Moore et Glasberg ont proposé de modéliser mathématiquement ce système de banc de filtres via des filtres rectangulaires idéaux appelés ERB (Equivalent Rectangular Band). Cette valeur représente la largeur de bande d'un filtre qui laisserait passer la même énergie acoustique que le filtre auditif en présence d'un bruit blanc. Ainsi l'ERB est définie par :

$$ERB(Hz) = 24,7 \times \left(\frac{4,37 \times f_c}{1000} + 1 \right)$$

où f_c représente la fréquence centrale de la bande critique en Hz

L'OBJECTIF DE CETTE ÉTUDE
CONSISTE DONC EN LA MISE
EN PLACE D'UN PROTOCOLE DE
MESURES SIMPLIFIÉ ET RAPIDE
POUR MODÉLISER DES FILTRES
AUDITIFS.

Les deux modèles se présentent donc graphiquement ainsi en fonction de la fréquence (Figure 1).

MESURES DE SÉLECTIVITÉ FRÉQUENTIELLE

La mesure plus largement employée reste le tracé de courbes psychoacoustiques d'accord. Un son pur pulsé est diffusé 10 dB au-dessus du seuil d'audition de l'individu testé. Sur la même oreille, est envoyé un son pur continu de fréquence proche dont on augmente le niveau de manière progressive, jusqu'à masquer le premier son pulsé. On relève le niveau d'émission du son masquant. Ce procédé est répété pour 4 fréquences inférieures et proches de la fréquence centrale et 4 fréquences supérieures. Le tracé prend la forme d'un « V » dont l'écart entre les deux branches permet une évaluation de la sélectivité fréquentielle. On relève les fréquences inférieures et supérieures pour lesquelles le niveau du son masquant a été augmenté de 10 dB puis on calcule l'écart fréquentiel. On analyse ensuite le rapport entre la fréquence caractéristique testée et cet écart (5). Ce critère est appelé Q10 et s'obtient d'après le calcul suivant :

$$Q10 = \frac{F_{\text{caractéristique}}}{\Delta F_{\text{req à 10dB}}} = \frac{F_{\text{car}}}{\text{Écart}}$$

Un Q10 inférieur à 4,3 représente une bonne sélectivité fréquentielle alors qu'une valeur supérieure indique une déficience de cette capacité.

En 1984, Patterson et Moore ont comparé des méthodes de mesure en modifiant le son masquant. Les expériences ont été réalisées sur des normo-entendants avec un signal composé de deux sinusoïdes, un bruit blanc à échancrure et un bruit à spectre variable ⁽⁶⁾. Les résultats les plus fiables ont été ceux obtenus grâce au bruit à échancrure car il permet de s'affranchir du phénomène off-frequency listening : la perception, lors du masquage par recouvrement, se fait dans un filtre adjacent à celui de sa fréquence centrale où le Rapport Signal à Bruit (RSB) est meilleur. ⁽⁷⁾ Les méthodes de mesure se sont donc précisées avec le temps, notamment sur les normo-entendants, mais restent complexes à mettre en pratique d'un point de vue clinique. Les mesures sur les malentendants ont, elles, été peu exploitées. Des simplifications ont donc été établies dans cette étude pour recréer un protocole de test qui permette une modélisation plus simple des filtres sans durée excessive de mesure pour le patient.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Pour mener à bien cette étude, trois groupes d'individus seront testés. Le groupe 1 normo-entendant (NE), le groupe 2 malentendant sans exposition au bruit (MSE) et le groupe 3 malentendant exposé au bruit (MAE). Tous les participants recrutés répondent au test oreilles séparées. Par conséquent ; il n'y a pas de distinction faite entre l'oreille droite ou gauche, ainsi les échantillons s'implémentent en nombre d'oreilles testées et non pas en nombre de participants.

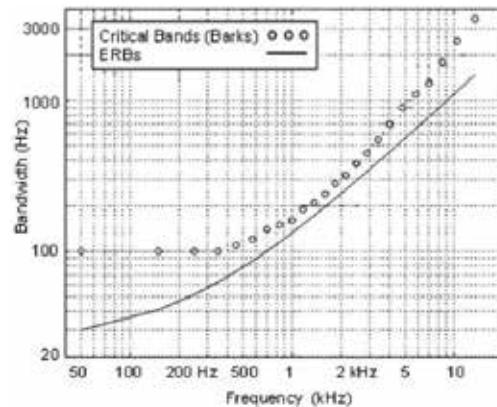


Figure 1 : Comparaison des largeurs de bandes entre échelle Bark et ERB. Les largeurs de bande sont exprimées en fonction de la fréquence. fréquences [Smith et Abel, 1999]

- Sont exclues toutes personnes présentant un conduit auditif externe ne permettant pas d'effectuer le test. Ne sont donc pas retenues les personnes avec un bouchon de cérumen, un corps étranger dans le conduit auditif externe ou une malformation majeure du conduit auditif externe.

- Sont exclues toutes personnes qui ne maîtrisent pas la langue française, ce qui ne permettrait pas de comprendre ou de répondre au test.

Le groupe 1 est un groupe témoin qui confirme la procédure de mesure. En effet, les valeurs d'évaluation de sélectivité fréquentielle qui ont été validées le plus fréquemment sont celles correspondant aux normoentendants ⁽⁸⁾. Ce groupe a vocation de fixer les fondamentaux du test, adapté des travaux de Moore. Ils sont otologiquement sains et présentent une perte tonale moyenne inférieure à 20 dB HL. Le groupe 2 est composé de malentendants dont la profession ne les a pas confrontés à une exposition prolongée au bruit. Ils doivent présenter une perte auditive symétrique marquée dans les fréquences les plus aiguës. La perte moyenne tonale doit être comprise entre 30 et 70 dB HL pour pouvoir répondre au test. Le groupe 3 se compose de sujets malentendants qui pratiquent ou ont pratiqué une activité professionnelle bruyante pendant plus de 3 ans. Cette dernière doit être intégrée au tableau 42 des atteintes auditives provoquées par les bruits lésionnels. Ce critère d'inclusion permet de cibler un type de perte auditive reconnue par exposition au bruit. La perte auditive tonale doit être comprise en 30 et 70 dB HL pour obtenir une réponse viable au test. Sont exclues des deux groupes malentendants, les pertes auditives asymétriques qui fausserait la perception du bruit diffusée sur les deux oreilles ainsi que les personnes qui ont pratiqué des activités de tir et de chasse en loisirs et dont l'impact des bruits impulsionnels sur l'audition pourrait biaiserait l'étude.

TROIS GROUPES D'INDIVIDUS SERONT TESTÉS. LE GROUPE 1 NORMO-ENTENDANT (NE), LE GROUPE 2 MALENTENDANT SANS EXPOSITION AU BRUIT (MSE) ET LE GROUPE 3 MALENTENDANT EXPOSÉ AU BRUIT (MAE).

Cette étude est basée sur les articles « *Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns* » et « *Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data* » de Moore et Glasberg, respectivement publiés en 1987 et 1990. Pour évaluer les répercussions du bruit sur la faculté des sujets recrutés à distinguer des sons simultanés, des fréquences conversationnelles atteintes lors d'une exposition prolongée seront étudiées. Les mesures s'effectueront donc sur quatre fréquences centrales : 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz et 4 kHz où le son masqué est un son pur pulsé émis à 65 dB SPL pour être perçu par tous les participants, même dans les fréquences les plus aiguës.

Les indications des études antérieures ⁽⁹⁾ ont été prises en compte pour orienter le choix vers un son masquant de type bruit à échancrure. Les résultats de Moore sont exprimés en fréquence normalisée, ou écart relatif de la fréquence g , dont l'ordre de grandeur varie entre 0 et 0,6. Cette fréquence est obtenue à partir des fréquences de coupure du filtre réjecteur de bande appliqué et de la fréquence centrale testée, selon la relation suivante :

$$g = \frac{|f_{coup\ sup} - f_{centrale}|}{f_{centrale}}$$

Cette grandeur permet d'évaluer la taille des échancrures. Six points de mesure sont donc sélectionnés, correspondant à des largeurs de bande filtrées de 0,1, 0,2, 0,3, 0,4, 0,5 et 0,6 octaves autour de la fréquence centrale. Afin de simplifier la procédure expérimentale, une symétrie des filtres auditifs a été supposée. Bien que l'asymétrie de ces filtres ait été démontrée ⁽⁷⁾, cette approximation reste valable à faible niveau de bruit masquant. Conformément aux recommandations de Moore et al., le bruit est diffusé à 50 dB SPL pour satisfaire aux conditions de symétrisation des filtres. Le modèle mathématique retenu, appelé Rounded exponential (roex(p)), est défini comme suit :

$$W(g) = (1 + pg) \times \exp(-pg)$$

Où $W(g)$ représente la réponse relative du filtre, g l'écart relatif de fréquence f de calcul à la fréquence centrale f_c du filtre et p le paramètre déterminant de la largeur du filtre auditif.

PROTOCOLE DE MESURES

La réalisation du test principal s'effectue grâce au logiciel Reaper, station audionumérique. Il permet la diffusion en simultané d'un fichier audio mono et d'un fichier audio stéréo, respectivement son masqué et son masquant ; ce qui n'est réalisable sur un audiomètre classique. Le protocole expérimental débute donc par une calibration du casque normalisé. Les niveaux sonores sur Reaper sont affichés en dB FS. Cependant, il est nécessaire d'obtenir des niveaux sonores en dB SPL afin de comparer les résultats avec les études antérieures. Le niveau initial de diffusion du son pur est fixé à 65 dB SPL. Ainsi, le 0 dB FS est calibré pour lui correspondre. La relation suivante est alors utilisée :

$$L1(\text{dB SPL}) = 65 + L2(\text{dB FS})$$

À travers l'interface, la fréquence centrale est émise à 0 dB FS via le casque, uniquement du côté testé. Le sonomètre est placé à 20 mm en face de la membrane et le niveau de sortie du casque est ajusté jusqu'à atteindre les 65 dB SPL mesurés. La position est notée et la procédure est reproduite pour les trois autres fréquences.

Le participant est ensuite accueilli et il est vérifié qu'il appartient bien au groupe désigné (1, 2 ou 3). Un examen otoscopique et une audiométrie tonale liminaire au casque sont réalisés pour valider qu'aucun critère d'exclusion n'est rempli. Le test de bruit à échancrure peut alors débuter. Il est essentiel que l'oreille testée et la consigne soient clairement énoncées, car, même après adaptation, l'exercice demeure exigeant. Le niveau de sortie du casque est d'abord ajusté selon la calibration à la fréquence testée. Le son pur seul pulsé est diffusé à 65 dB SPL afin de s'assurer que le participant l'entende correctement. Une fois la perception validée, le premier bruit à échancrure est émis à 50 dB SPL, diffusé simultanément avec le son pur pulsé. Le niveau du bruit reste constant, tandis que l'intensité du son à masquer est progressivement réduite. Le participant lève la main dès qu'il n'entend plus le son pur. Le niveau en dB FS auquel le son pur a été masqué est alors relevé. Cette procédure est répétée pour chaque bruit à échancrure et pour chaque fréquence testée. Afin d'éviter tout effet d'ordre, les fréquences centrales sont toujours présentées dans un ordre aléatoire. Cette randomisation permet de limiter les biais liés à la fatigue ou à l'habituation sur les dernières séries.

ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse des données est réalisée à l'aide du logiciel Microsoft Excel 2023. Tous les résultats sont présentés avec un intervalle de confiance (IC) de 95 %, correspondant à un seuil de significativité fixé à 0,05. L'objectif initial est de comparer les groupes MSE et MAE, qui sont indépendants. Les données analysées sont quantitatives et suivent une distribution normale. Dans ce contexte, un test d'égalité des variances (Test F de Fisher) est d'abord effectué afin d'évaluer la dispersion des données dans les deux groupes. Les résultats de ce test déterminent le choix du test de significativité à appliquer par la suite. Puis, un test d'égalité des moyennes (Test T de Welch) est réalisé pour vérifier l'existence d'une différence entre les deux groupes. Si la valeur de p -value obtenue est inférieure à 0,05, elle est considérée comme significative. Par la suite, la moyenne de chaque niveau mesuré est prise en compte pour chaque largeur d'encoche et pour chaque fréquence, et ce, pour l'ensemble des trois groupes afin de modéliser les filtres et estimer les ERB.

MODÉLISATION MATHÉMATIQUE

L'objectif suivant est d'identifier le paramètre déterminant de la largeur du filtre auditif p pour obtenir une modélisation la plus précise possible à l'aide des niveaux de bruits masquant mesurés. Il est donc utilisé un modèle mathématique que l'on vient préciser avec des données expérimentales.

Ce dernier laisse place d'abord à des estimations dont on va réduire les erreurs pour en déduire des valeurs fiables. Après conversion des niveaux obtenus en dB FS vers du dB SPL, l'atténuation subie par le son masqué $Att(mes)$ est calculée comme différence entre le niveau initial et le niveau mesuré :

$$Att(mes) = Lp_{initial} - Lp_{mesuré} = 65 - Lp_{mesuré}$$

L'écart relatif de fréquence g est calculé, par sa borne inférieure et supérieure nommées respectivement g_{inf} et g_{sup} (10). Ces valeurs vont permettre d'obtenir un écart relatif de fréquence moyenne g_{moy} pour une approximation¹ par échancrure du niveau d'atténuation avec :

$$g_{inf} = \left| \frac{f_{coup\ inf} - f_{centrale}}{f_{centrale}} \right| \text{ et } g_{sup} = \left| \frac{f_{coup\ sup} - f_{centrale}}{f_{centrale}} \right|$$

$$g_{moy} = \left| \frac{g_{sup} + g_{inf}}{2} \right|$$

A partir g_{moy} , la valeur de la fonction $roex(p)$, soit $W(g_{moy})$, peut être déduite tel que :

$$W(g_{moy}) = (1 + pg_{moy}) \times \exp(-pg_{moy})$$

Une valeur arbitraire est imposée au facteur p qui est recherché. Pour évaluer l'ajustement du modèle aux données expérimentales,

l'atténuation prédite $Att(pred)$ est alors estimée comme le logarithme de la réponse relative moyenne prédite, tel que :

$$Att(pred) = -10 \log(W(g_{moy}))$$

Ainsi, l'erreur quadratique EQ est évaluée (11):

$$EQ = (Att(mes) - Att(pred))^2$$

L'erreur totale, notée ET, est calculée par la somme des erreurs quadratiques sur les atténuations obtenues pour toutes les échancrures par fréquence, tel que :

$$ET = \sum EQ$$

Le paramètre déterminant de la largeur du filtre auditif p est la valeur qui permettra de diminuer au maximum cette erreur totale ET⁽¹²⁾. Pour ajuster cette valeur de manière automatique, il est possible d'utiliser la fonction « Solveur » d'Excel qui va minimiser l'erreur totale sous condition imposée que p soit supérieur à 0.

L'écart relatif de fréquence g' et la valeur relative du filtre $W(g')$ selon la fonction $roex(p)$ peuvent être calculées pour chacune des fréquences incluses dans les séries avec :

$$g' = \left| \frac{f_{calcul} - f_{centrale}}{f_{centrale}} \right| \text{ et } W(g') = (1 + pg') \times \exp(-pg')$$

1. Cette approximation permet d'alléger les calculs de déviations qui peuvent être exécutés sur une plus large bande spectrale.

OTICON | Intent

La première gamme qui réagit au comportement et à l'environnement sonore de vos patients



Accès sur 360° au paysage sonore en temps réel



IA embarquée la plus avancée et capteurs d'intention d'écoute

@ oticon.fr

in f YouTube Oticon France

Oticon Intent est une aide auditive indiquée pour la correction des pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes. Les aides auditives Oticon sont des dispositifs médicaux de classe IIa, remboursés par les organismes d'assurance maladie. Pour un bon usage, lire attentivement le mode d'emploi. Date de mise à jour : Janvier 2025.

Life-changing technology signifie Des technologies qui changent la vie. Oticon est une marque du groupe Demant.

oticon
life-changing technology

Pour améliorer la représentation et donc la comparaison des résultats avec l'étude prise pour modèle, un changement d'échelle en dB est mis en place tel que :

$$X(g') = 20 \log[W(g')]$$

Toutes ces étapes doivent donc être reproduites pour chaque groupe de participants. Une quantification de l'élargissement est possible par un rapport de largeurs de bandes semblable au Q10 pour les courbes psychoacoustique tel que :

Rapport de largeurs de bandes à -10dB =

$$\frac{F_{caractéristique}}{\Delta F_{\text{freq à } 10\text{dB}}} = \frac{F_{car}}{\text{Écart}}$$

Après obtention de la modélisation des filtres auditifs, celle des largeurs de bandes ERB nous permet d'estimer leur élargissement. Lorsque les filtres sont supposés symétriques, le paramètre déterminant de la largeur du filtre auditif p est considéré comme similaire pour sa branche inférieure et supérieure. L'ERB des filtres modélisés par la fonction $W(g)=(1+pg)\exp(-pg)$ s'obtient de la manière suivante ⁽¹³⁾ :

$$ERB(\text{Hz}) = \frac{4 \times F_{\text{centrale}}}{p}$$

RÉSULTATS

Les effectifs de population se comptabilisent en nombre d'oreilles testées. Le groupe 1 normoentendant se compose de 42 oreilles testées, le groupe 2, malentendant sans exposition au bruit, 36 et le troisième groupe, malentendant exposé au bruit, 34. Les seuils d'audition de chaque oreille ont été évalués en audiométrie tonale liminaire. Pour le groupe 1, la moyenne des seuils est comprise entre 0 et 20 dB HL sur chaque fréquence. Le groupe 2 présente une perte auditive marquée dans les fréquences les plus aiguës à partir de 1 kHz. Enfin, la moyenne des seuils auditifs du groupe 3 montre une perte dans les fréquences aiguës qui se différencie significativement du groupe 2 par une encoche à 4 kHz et une chute des seuils plus importante à 2 kHz (cf. Figure 2).

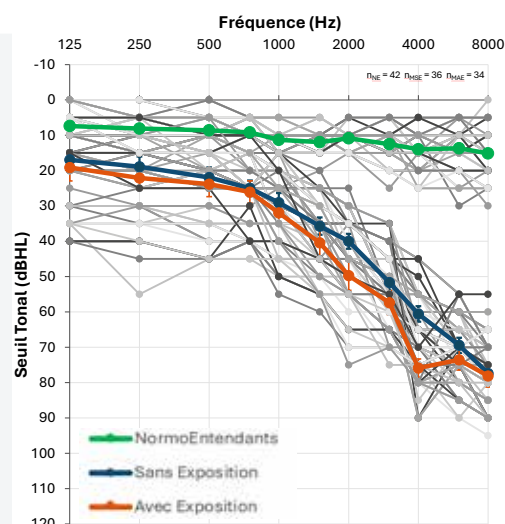


Figure 2 : Audiogrammes tonaux liminaires. Une différence significative apparaît entre les malentendants exposés et non exposés à 2000 et 4000Hz. Les intervalles de confiance sont établis à 95%.

Le test de variance Fisher a démontré une inégalité dans ses résultats, donc une dispersion différente entre nos deux groupes malentendants 2 et 3. Les moyennes des groupes indépendants ont été analysées selon un test T de Welch qui prend en considération la donnée précédente. Une probabilité p-value inférieure à 0,05 a été obtenue pour la quasi-totalité des mesures sur chaque fréquence. Seules celles à la fréquence 1 kHz pour les échancrures à 0,1 et 0,6 octaves ainsi que celle à 3 kHz pour l'échancrure de 0,2 octave n'apportent pas de significativité. Les résultats à 2 kHz et 4 kHz sont tous significatifs.

La figure n°3 illustre l'atténuation nécessaire en dB du niveau sonore du son pur pour qu'il ne soit plus détecté lorsqu'il est diffusé simultanément avec un bruit à échancrure, en fonction de la largeur de l'encoche de ce dernier. Plus le bruit est filtré (encoche large) moins il est masquant, car son énergie globale diminue. On observe ainsi une augmentation de l'atténuation requise pour chaque groupe et à chaque fréquence lorsque la largeur de l'encoche filtrant le bruit autour de la fréquence testée s'élargit. Elle est représentée par les deux courbes de tendance en pointillés, respectivement bleue pour les MSE et rouge pour les MAE. Une atténuation plus importante indique une meilleure sélectivité fréquentielle : cela signifie que le système auditif parvient mieux à distinguer le son pur du bruit, même lorsque la bande filtrée est étroite. Cette sélectivité peut donc être quantifiée pour chaque groupe et chaque fréquence centrale testée, révélant ainsi la capacité moyenne des participants à discriminer les composantes spectrales.

L'analyse des données valide un élargissement significatif des filtres auditifs pour le groupe exposé au bruit, comparé au groupe non exposé et au groupe normoentendant. Cette dégradation de la sélectivité fréquentielle s'accompagne d'une asymétrie de la pente du filtre : les fréquences basses deviennent plus masquantes. Un son grave sera donc perçu avec moins d'atténuation, ce qui le rend plus susceptible de perturber la discrimination des sons. La conséquence principale est un chevauchement accru des filtres auditifs (cf. Figure 4), pouvant aller jusqu'à la disparition de la capacité sélective dans les cas les plus sévères. Le groupe MAE présente un rapport de largeur de bande à -10dB inférieur à ceux des deux autres groupes. Les filtres sont plus larges et par conséquent moins sélectifs (cf. Tableau 1).

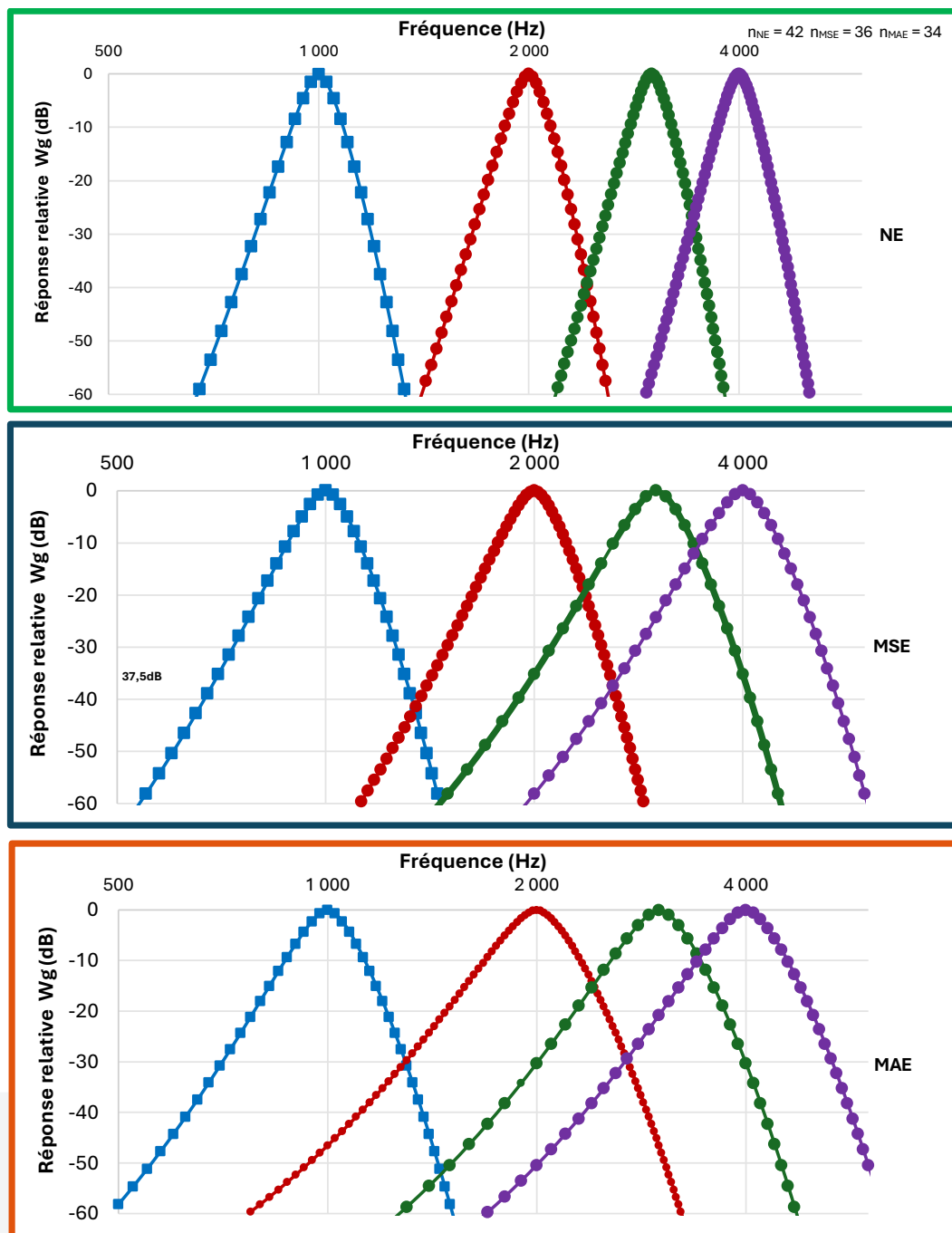
	Normo-entendants	Malentendants non exposés	Malentendants exposés
2000Hz	6,19	4,10	3,10
4000Hz	7,21	3,56	3,20

Tableau 1 : Quantification de la sélectivité fréquentielle par rapport de largeurs de bandes



Figure 3: Atténuation nécessaire pour masquer le son pur en fonction de la largeur de l'échancrure du bruit. Les résultats à 1 kHz sont sur fond bleu, à 2 kHz sur fond rouge, à 3 kHz sur fond vert et à 4 kHz sur fond violet. Sur chaque graphique, les histogrammes verts correspondent aux normoentendants, les bleus aux malentendants non exposés et les oranges aux exposés. En pointillés bleus, la courbe de tendance des MSE, en rouge celles des MAE. Les IC sont à 95%. Les croix signalent les résultats non significatifs après Test T de Welch entre groupe 2 et 3.

Voici donc la modélisation par groupe de participants de banc de filtres auditifs :



DISCUSSION

La comparaison du groupe normo-entendant avec les deux groupes malentendants confirme une dégradation de la sélectivité fréquentielle consécutive de la perte auditive. En effet, pour toutes les fréquences, les valeurs des atténuations du son pur du premier groupe étaient bien plus importantes que celles des groupes 2 et 3. Par

conséquent, la sélectivité fréquentielle du groupe 1 est meilleure. Le bruit à échancrure masque moins le son pur si son niveau est assez élevé, quel que soit la fréquence de ce dernier ou la largeur de bande de l'encoche. Ce n'est, en revanche, pas le cas pour les groupes malentendants. Les résultats en sélectivité fréquentielle sont alors détériorés (14). Nous avons observé, comme Moore, cet écart entre capacités du normo-entendant et capacités

du malentendant en termes de résolution fréquentielle. Il obtient les données suivantes pour les normoentendants en 1989 affichés en figure n°5.

Afin de confirmer l'élargissement, cette étude a permis la modélisation des Equivalent Rectangular Band. La cohérence entre les ERB présentés par Moore en 1989 et les ERB estimés sur le groupe NE valide le protocole de mesure. Moore avait évalué la taille des ERB en fonction de la fréquence centrale. La même procédure a été appliquée aux données expérimentales, des largeurs de bande similaires sont obtenues, à une dizaine de hertz près. Moore estime la valeur de l'ERB de fréquence centrale 1 kHz à 132 Hz⁽¹⁵⁾. Avec la mesure réalisée dans le cadre de ce travail, une valeur de 142 Hz a été déduite. Les données recueillies de manière expérimentales pourront donc être considérées avec la même méthodologie pour les malentendants. Les groupes 2 et 3 présentent des ERB bien plus grands que les normoentendants, avec une différence significative à 2000 et 4000Hz (cf. Figure n°6). Nous pouvons supposer une corrélation entre la perte auditive et l'élargissement des filtres auditifs. En effet, le groupe 3 de malentendants exposés au bruit possédait deux encoches à ces mêmes fréquences. Une détérioration physiologique de l'oreille, notamment en termes de cellules ciliées

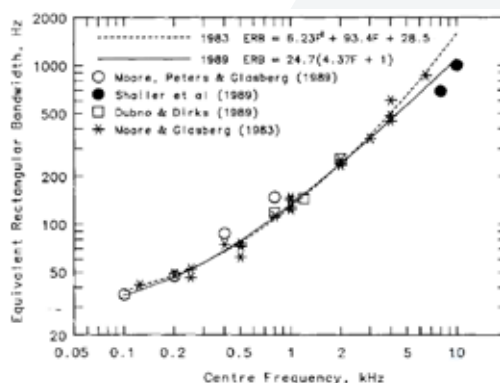


Figure 5 : Relation entre la largeur (ERB) du filtre auditif et la fréquence centrale selon Moore pour les normoentendants. Nous avons suivi la courbe marquée de ronds de 1989. [Graphique, Moore, 1990]

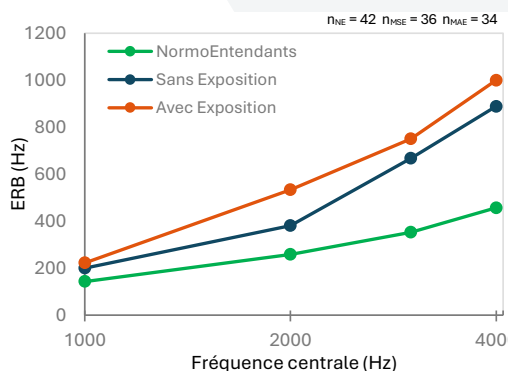


Figure 6 : Relation entre la largeur (ERB) du filtre auditif et la fréquence centrale selon l'étude actuelle. Les fréquences centrales présentées sont 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz et 4 kHz



Rejoignez le réseau

des audioprothésistes 100% indépendants

Formation • Développement • Partage d'expérience



dyapason

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION





**CE TRAVAIL PERMET DE DONNER
UNE VISION DES CONSÉQUENCES
DIRECTES DU BRUIT. IL IMPACTE
NOS SEUILS AUDITIFS MAIS AUSSI
NOS CAPACITÉS À DISCRIMINER
LES SONS. IL PEUT CRÉER
DES LÉSIONS IRRÉVERSIBLES
QUI DÉGRADENT NOTRE
COMPRÉHENSION.**

externes et de fibres du nerfs auditif, liée au bruit peut être rattachée à cette dégradation de la sélectivité fréquentielle.

Ce test à échanturage randomisé offre la possibilité d'évaluer notre capacité à discriminer les sons proches en fréquence et ce en un temps réduit. En effet, la durée d'exécution par oreille est en moyenne de 4 minutes, consigne comprise. Les résultats obtenus restent semblables aux études antérieures, tout en appliquant des simplifications choisies et des approximations qui allègent le protocole de mesure et de calcul. Les participants sont donc plus à l'aise pour répondre précisément à chaque étape du test.

LIMITES DE L'ÉTUDE

La première limite à cette étude reste la taille des échantillons. Augmenter les effectifs testés permettrait d'obtenir des données statistiquement plus viables. Au regard des résultats obtenus pour la fréquence centrale de 3 kHz, un groupe plus important apporterait une vision plus cohérente de l'impact du bruit. Les participants ont été triés pour limiter les paramètres variables. Les audiométries tonales dans chaque groupe étaient donc assez similaires ce qui a pu créer un biais dans les résultats finaux. Néanmoins, ce choix a permis de structurer au mieux les mesures effectuées et de simplifier au maximum les calculs.

Pour être plus proche de la réalité, une estimation asymétrique des filtres auditifs aurait été préférable. Dans ce cas, la pente inférieure du filtre n'est pas similaire à sa pente supérieure. La sélectivité fréquentielle des basses fréquences y serait mieux représentée. Le modèle mathématique a, lui aussi, été établi par Moore et Galsberg (1982) tel que :

$$W(g) = (1 - r) \cdot (1 + pg) \cdot \exp(-pg) + r$$

Avec $W(g)$ valeur relative du filtre, p le paramètre déterminant de la largeur du filtre auditif et r paramètre de queue du filtre où p sera calculé pour la branche inférieure et supérieure du filtre.

De plus, les approximations mathématiques réalisées dans un but de simplification du test peuvent réduire la valeur statistique des données. Avec une étude plus longue et plus approfondie, l'outil mathématique utilisé devra être plus développé pour permettre une appréciation plus fine de filtres que ce soit pour les entendants ou les malentendants.

Enfin, la mise en place de l'interface du test peut aussi être optimisée. Une première ébauche sur le logiciel MatLab, avait été réalisé : moins fluide mais plus précise. Cependant, la version utilisée ne permettait pas d'effectuer le test dans de bonnes conditions, tant pour le sujet que pour le testeur.

Le relevé de niveaux sur Reaper ainsi que l'utilisation de la souris comme fader a compliqué le recueil de données et la précision avec laquelle le niveau du son pur était diminué. La création d'une application dédiée pourrait permettre de fluidifier le test et le rendre donc encore plus rapide.

OUVERTURE ET APPLICATIONS PRATIQUES

Ce travail permet de donner une vision des conséquences directes du bruit. Il impacte nos seuils auditifs mais aussi nos capacités à discriminer les sons. Il peut créer des lésions irréversibles qui dégradent notre compréhension. Ici, les liens entre exposition prolongée et perte de sélectivité fréquentielle peuvent être corrélées à des atteintes types du bruit sur l'oreille interne. Bien qu'extrêmement dépendante de l'individu et des facteurs extérieurs, la prise en considération de la sélectivité fréquentielle et de son importance dans l'audition permettrait d'améliorer notre rapport à l'appareillage auditif.

Il a été admis dans ce travail que l'oreille réagissait différemment en termes de résolution fréquentielle en fonction des niveaux orientant la méthodologie. Or, plus le niveau est intense plus les filtres sont larges et asymétriques. Cette information est essentielle dans la restitution de la sonie pour le malentendant. Elle devient encore plus préoccupante si les filtres ont été élargis par de l'exposition au bruit. L'appareillage d'une personne qui a exercé une profession dans un milieu bruyant ne pourra pas s'effectuer avec une méthode similaire à une personne non exposée car à forts niveaux sonores, la compréhension de la parole dans le bruit sera détériorée.

CONCLUSION

Pour conclure, le bruit constitue un enjeu majeur de santé publique dont les effets délétères sur l'audition justifient la nécessité d'outils d'évaluation adaptés et efficaces. La compréhension de la parole en milieu bruyant, difficulté centrale pour de nombreuses personnes malentendantes, met en lumière l'importance de la sélectivité fréquentielle et de sa considération dans la prise en charge du malentendant appareillé. Pourtant, malgré son intérêt clinique, sa mesure et son interprétation restent aujourd'hui complexe et difficile à intégrer en pratique courante.

Le protocole simplifié développé dans cette étude, inspiré des travaux de Moore et Glasberg, représente ainsi une avancée pertinente. En permettant une modélisation plus accessible des filtres auditifs, il offre une nouvelle perspective pour comparer la sélectivité fréquentielle chez des individus malentendants exposés ou non au bruit. À terme, ces outils pourraient contribuer à affiner les stratégies d'appareillage auditif et améliorer le confort d'écoute, tout en ouvrant la voie à une meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques liés à l'exposition sonore. ■

RÉFÉRENCES

1. OMS. Lignes directrices relatives au bruit dans l'environnement dans la Région européenne . 2018 [cité 18 novembre 2025]. Disponible sur: <https://www.who.int/europe/fr/publications/i/item/WHO-EURO-2018-3287-43046-60243>
2. Liu F, Jiang S, Kang J, Wu Y, Yang D, Meng Q, et al. On the definition of noise. *Humanit Soc Sci Commun*. 8 nov 2022;9(1):406.
3. Glasberg BR, Moore BCJ. Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hear Res*. 1 août 1990;47(1):103-38.
4. Zwicker E, Fastl H. *Psychoacoustics: facts and models*. Berlin Heidelberg: Springer; 1990. 354 p. (Springer series in information sciences).
5. Gelis C. *Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive*. Montpellier: Sauramps médical; 1993.
6. Moore BCJ, Glasberg BR. Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns. *Hear Res*. 1 janv 1987;28(2):209-25.
7. Patterson RD, Nimmo-Smith I. Off-frequency listening and auditory-filter asymmetry. *J Acoust Soc Am*. janv 1980;67(1):229-45.
8. Toussaint P. *Etude des filtres auditifs des normo-entendants, des malentendants avec une surdité légère ou surdité moyenne*. Université de Lorraine; 2018.
9. Tran Quoc H, Hétu R, Laroche C. Choix d'une procédure de mesure de la capacité de détection d'un signal sonore dans le bruit en vue de la mise au point éventuelle d'un examen clinique. *Can J Speech-Lang Pathol Audiol*. 1 janv 1991;15(2):21-33.
10. Shen Y, Sivakumar R, Richards VM. Rapid estimation of high-parameter auditory-filter shapes. *J Acoust Soc Am*. oct 2014;136(4):1857-68.
11. Unoki M, Irino T, Glasberg B, Moore BCJ, Patterson RD. Comparaison of the roex and gammachirp filters as representations of the auditory filter. *J Acoust Soc Am*. sept 2006;120(3):1474-92.
12. Hétu R, Tran Quoc H. Caractérisation des filtres auditifs centrés à 250, 500, 1000, 2000, 3000 et 4000 hz au moyen d'une procédure de mesure adaptée aux contraintes d'examen clinique. *J phys iv*. Avr 1992;02(c1):c1-269-c1-272.
13. Baer T, Moore BCJ, Gatehouse S. Spectral contrast enhancement of speech in noise for listeners with sensorineural hearing impairment: effects on intelligibility, quality, and response times. 1993;
14. Peters RW, Moore BC. Auditory filter shapes at low center frequencies in young and elderly hearing-impaired subjects. *J Acoust Soc Am*. janv 1992;91(1):256-66.
15. Moore BCJ. Dead Regions in the Cochlea: Diagnosis, Perceptual Consequences, and Implications for the Fitting of Hearing Aids. *Trends Amplif*. mars 2001;5(1):1-34.

Famille Céru, leur ouïe est « inouïe »

GAMME COMPLÈTE DE GOUTTES AURICULAIRES



Céruspray™ : Ce dispositif médical de classe IIa est un produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité MDC (0483).

Fabricant : Dr. Gerhard Mann chem.-pharm. Fabrik GmbH - Allemagne. Lire attentivement

la notice. Cérubaby™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : East Midlands Pharma Ltd – UK. Lire attentivement la notice. Cérodop™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : East Midlands Pharma Ltd – UK. Lire attentivement la notice.

Cérucalm™ : Dispositif médical de classe IIa, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité Eurofins Product Testing Italy (0477). Fabricant : D.M.G. Italia srl – Italie. Lire

attentivement la notice. Cérualgie™ : Dispositif médical de classe III, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité Polish Centre for testing and certification (1434). Fabricant : EmergoPharm Sp. z o.o. Sp.K. - Pologne. Lire attentivement la notice. Céruprotect™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : EmergoPharm Sp. z o.o. Sp.K. - Pologne. Lire attentivement la notice. ©Shutterstock.com 2024. Date d'élaboration Septembre 2025.

LOAN CARRENO



AUDIOPROTHÉSISTE D.E
ÉCOLE DE
BORDEAUX

EFFET DE LA MASSE ACOUSTIQUE DU COUPLAGE ENDO-AURICULAIRE SUR LA PERFORMANCE DES AIDES AUDITIVES DANS LE BRUIT

La compréhension de la parole dans le bruit demeure, aujourd'hui encore, l'un des défis majeurs en audioprothèse. Les progrès considérables réalisés dans les traitements numériques (formations de faisceaux microphoniques, réduction de bruit...) n'effacent pas une réalité fondamentale : la performance d'une aide auditive dans le bruit dépend fortement de la manière dont elle est couplée au conduit auditif du patient. Derrière ce que l'on considère souvent comme un simple choix d'embout, se cachent en réalité, des phénomènes acoustiques complexes, qui conditionne directement la quantité du son traité et non traité reçue par l'oreille.

Parmi ces phénomènes, celui du Feed-Forward occupe une place centrale. Dès lors qu'un embout, même de très petite ouverture, laisse passer de l'air, une partie du son extérieur pénètre directement dans le conduit auditif sans subir le moindre traitement numérique. Cette composante « brute », non filtrée, non dirigée, non débruitée, vient se superposer au signal traité par l'aide auditive et altère sa compréhension, particulièrement dans les environnements bruyants. En situation calme, cette entrée directe peut procurer un confort appréciable, puisqu'elle réduirait l'autophonation.

L'un des éléments les plus déterminant dans ce processus est la Masse Acoustique du couplage, notion décrite dans la littérature depuis plusieurs décennies mais encore insuffisamment intégrée aux pratiques courantes. La Masse Acoustique est, en termes simples, la difficulté pour l'air à traverser l'événement : plus l'événement est long et étroit, plus l'air y circule difficilement (=Masse Acoustique élevée). À l'inverse, un événement court et large laisse circuler l'air aisément (=Masse Acoustique faible) et permet donc au son extérieur d'entrer librement dans le conduit auditif. L'exemple de la paille illustre parfaitement ce phénomène : il est difficile de souffler au travers d'une paille longue et fine, mais presque sans effort pour une paille courte et large. Cette même logique s'applique au couplage endo-auriculaire : un événement de grande masse acoustique s'oppose au mouvement de l'air, limite la propagation du son extérieur et réduit donc le Feed-Forward ; un événement plus ouvert laisse le son franchir la barrière acoustique avec facilité.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

La question qui se pose alors est simple : dans quelle mesure la Masse Acoustique du couplage influence-t-elle réellement les performances des aides auditives dans le bruit ? Pour y répondre, une étude expérimentale a été menée à l'aide du mannequin acoustique CARL, équipé de microphones placés en fond de conduit, et d'une aide auditive haut de gamme (Bernafon ENCANTA 400). L'ensemble des mesures a été réalisé sur une même journée dans les mêmes conditions expérimentales pour chaque audiogramme. Nous avons utilisé comme matériel vocal une phrase standardisée issue de l'ISTS et un bruit multi-locuteur généré par six occurrences de cette même voix, diffusé autour du mannequin acoustique (Figure 1).

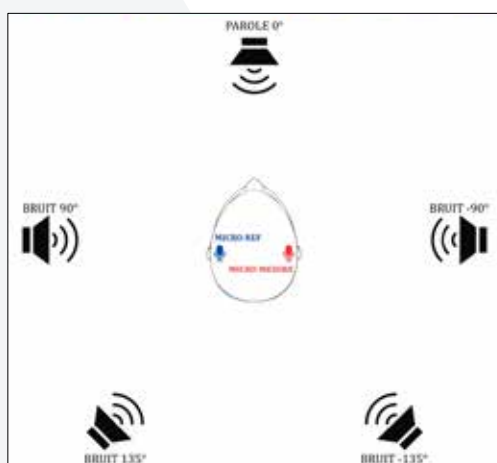


Figure 1 : Illustration
du montage
expérimental.

La présente étude n'a pas consisté à évaluer la performance brute d'un réglage, mais bien de comparer l'influence propre du couplage, toutes choses égales par ailleurs. Pour cette raison, une égalisation du SII a été réalisée en amont pour chacun des embouts, de manière à garantir que les différences de résultats ne reflètent pas un écart de gain, mais bien un phénomène acoustique intrinsèque.

Pour mesurer objectivement l'intelligibilité, l'indice HASPIV2 a été utilisé. Il compare simultanément deux signaux : l'un dans l'oreille non appareillée (référence), l'autre dans l'oreille appareillée. En quantifiant les distorsions temporelles et spectrales entre les deux signaux, l'indice produit un score entre 0 et 1, fidèle à la performance

attendue pour un patient. Cette approche permet d'approcher finement la manière dont le traitement numérique interagit avec le son direct non traité.

Plusieurs couplages représentatifs des pratiques en audioprothèse ont été testés : un embout-sur-mesure totalement fermé ($\infty \text{ kg.m}^{-4}$), deux embouts-sur-mesure ventilés (10000 kg.m^{-4} et 2500 kg.m^{-4}), un embout NUGGET sans événement ($\infty \text{ kg.m}^{-4}$), ainsi que trois dômes standard : Power, OpenBass, Open ($\infty \text{ kg.m}^{-4}$, 292 kg.m^{-4} , 149 kg.m^{-4}). Ces couplages couvrent l'ensemble des solutions proposées en cabinet, depuis l'embout très fermé souvent destiné aux pertes sévères jusqu'aux dômes ouverts souvent utilisés pour les pertes légères (Figure 2).

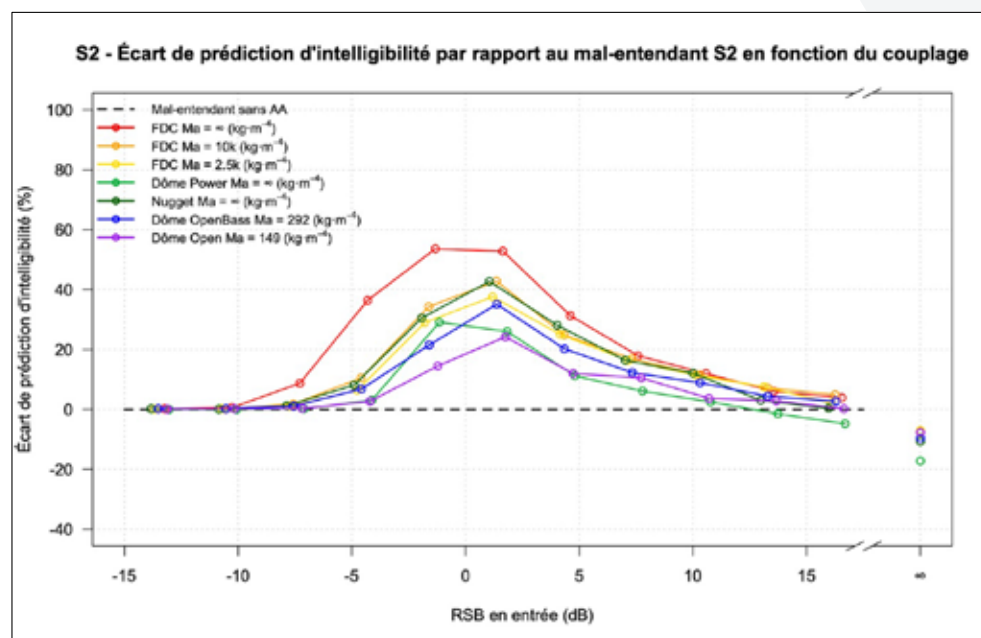


Figure 2 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant S2 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

RÉSULTATS

Les résultats de l'étude montrent d'abord que, pour une perte en pente de ski (audiogramme S2), tous les couplages apportent une amélioration d'intelligibilité dans certaines conditions, mais avec des amplitudes très différentes. Les meilleurs résultats sont obtenus avec le fond de conque fermé, atteignant jusqu'à +55% d'amélioration dans des situations où le bruit reste modéré. Les embouts ventilés (10000 kg.m^{-4} et 2500 kg.m^{-4}) offrent également de bons résultats, autour de +40%. Les dômes ouverts, en revanche, apportent un bénéfice limité et plus sensible au rapport signal/bruit. En situation très bruitée, l'aide auditive ne parvient plus à extraire suffisamment de parole pour offrir une amélioration notable, quel que soit le couplage. En situation calme, un phénomène intéressant apparaît : les dômes très ouverts peuvent conduire à des performances inférieures à celle du malentendant sans appareil : malgré un RSB initialement favorable, l'intelligibilité peut

paradoxalement s'effondrer, car le signal perçu est à la fois altéré par la compression, pollué par du bruit non traité, et exploité par un système auditif déficient (Figure 3).

Lorsque l'on s'intéresse aux pertes auditives moyennes (audiogramme N3), les différences entre les couplages deviennent plus nettes. Le fond de conque fermé conserve un avantage net, tandis que les dômes ouverts voient leur performance chuter rapidement dès que le bruit augmente. À partir de +6dB de RSB, les dômes Open et OpenBass ne produisent plus aucun bénéfice et peuvent même se révéler contre-productif. Il apparaît alors clairement que l'ouverture excessive du conduit auditif réduit considérablement la capacité de l'aide auditive à renforcer le contraste entre parole et bruit (Figure 4).

La situation est encore plus critique dans les pertes sévères (audiogramme N4). Les résultats obtenus sont frappants : les dômes Open et OpenBass n'apportent strictement aucun gain

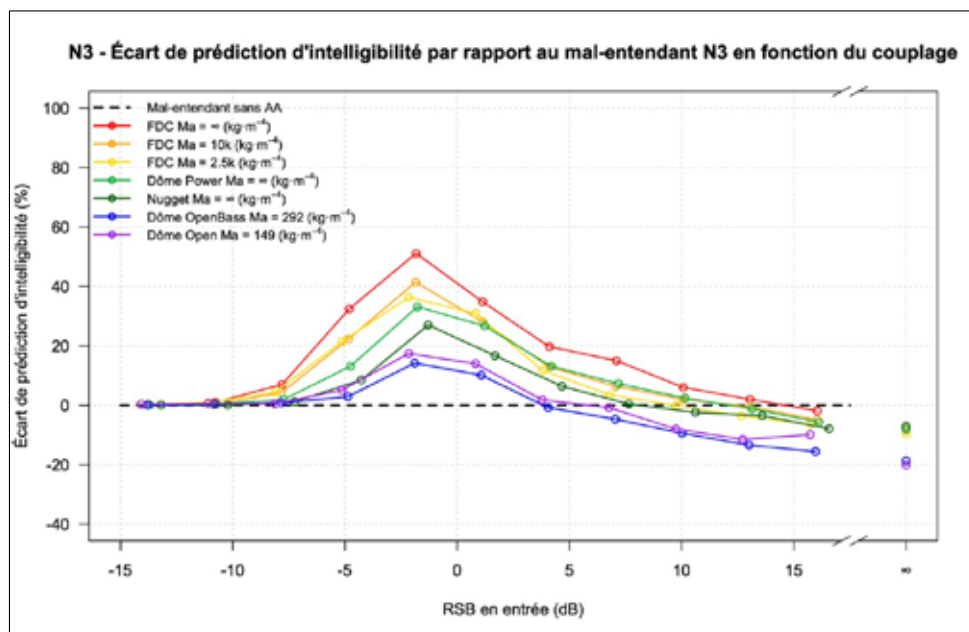


Figure 3 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N3 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

d'intelligibilité, et entraînent une performance inférieure à celle du malentendant non appareillé. Seuls les embouts fermés ou quasi fermés, tels que les fond de conque ∞ kg·m⁻⁴ et 10000 kg·m⁻⁴ et l'embout NUGGET, permettent de maintenir une amélioration d'intelligibilité correcte.

Ces résultats mettent en lumière un principe essentiel : plus la perte auditive est importante, plus le patient dépend du traitement numérique, et plus un couplage ouvert lui est défavorable. Aussi, même une perte auditive légère, si l'attente du patient est de mieux comprendre dans le bruit, alors un couplage fermé lui sera plus profitable. La

pratique courante consistant à utiliser un dôme ouvert pour améliorer le confort, même en pertes moyennes ou sévères, doit ainsi être reconsidérée sous l'angle de la performance dans le bruit.

DISCUSSION

Mais la masse acoustique n'explique pas tout ! Un constat important ressort des données : trois couplages théoriquement identiques en termes de masser acoustique : fond de conque, l'embout NUGGET et le dôme POWER n'offrent pas des performances équivalentes. Là où le

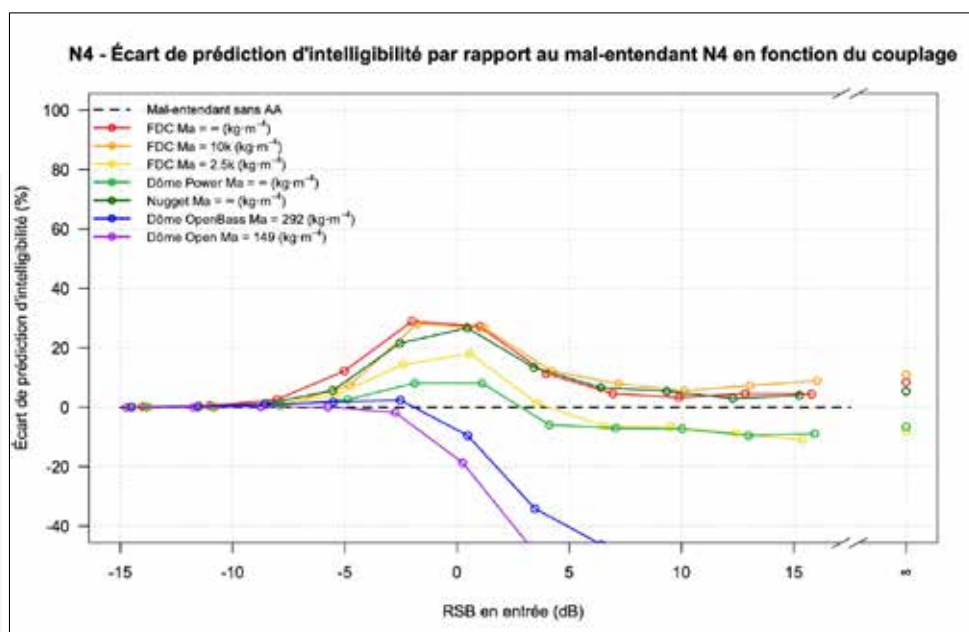


Figure 4 : Écart d'intelligibilité par rapport au malentendant N4 en fonction du couplage acoustique et du RSB.

premier montre une amélioration substantielle, le l'embout NUGGET et le dôme POWER présentent parfois des résultats en retraits.

Deux explications principales émergent. La première concerne l'étanchéité latérale du couplage. À la différence d'un embout-sur-mesure, le dôme POWER ne garantit pas une obturation parfaite du conduit auditif. Sa géométrie souple et son adaptation approximative laissent passer de l'air entre le dôme et la paroi du conduit. Cette fuite crée une forme de Feed-Forward supplémentaire, non prise en compte dans la masse acoustique théorique, mais tout à fait réelle en pratique. Le dôme POWER se comporte alors, acoustiquement, comme un embout ventilé même si son évent théorique est absent.

La seconde explication réside dans un phénomène peu décrit dans la littérature : la transmission mécanique du son à travers la paroi de l'embout. Pour l'étudier, plusieurs embouts NUGGET ont été imprimés en ne variant qu'un seul paramètre : l'épaisseur de leur paroi distale. Les mesures de REOG ont naturellement montré que les embouts aux parois les plus fines laissent passer davantage d'énergie, en particulier entre 2000 et 4000Hz.

CONCLUSION

L'ensemble de ces observations conduit à une conclusion forte : le choix du couplage influence autant la performance de l'appareillage que le choix de l'aide auditive elle-même (Classe 1, Classe 2). Dans certains cas, il peut même l'invalider totalement : un appareil haut de gamme couplé à un dôme ouvert peut se moins performant qu'un appareil de Classe 1 avec un couplage fermé...

Au-delà de la performance mesurée, rappelons que l'efficacité d'une aide auditive dépend également de la manière dont le patient consomme les performances objectives de l'appareil. Un travail antérieur, celui de Pauline BARON, a montré que certains patients (pas tous !) ne tirent pas pleinement parti des capacités de leur équipement, pour des raisons cognitives notamment. L'optimisation du couplage, bien qu'essentielle, ne constitue donc qu'un élément d'un ensemble plus vaste incluant le choix, l'éducation et l'adaptation prothétique.

En définitive, cette étude objective met en évidence que la masse acoustique du couplage endo-auriculaire, loin d'être un détail constitue un paramètre déterminant dans la performance des aides auditives, particulièrement dans le bruit. Elle souligne également que l'adaptation du couplage doit être pensée non seulement en termes de confort (éviter l'autophonation), mais aussi en termes d'efficacité. Dans un domaine où la technologie progresse rapidement, il est essentiel de rappeler que parfois, les enjeux majeurs résident dans des éléments simples, situés au plus près de l'oreille. ■

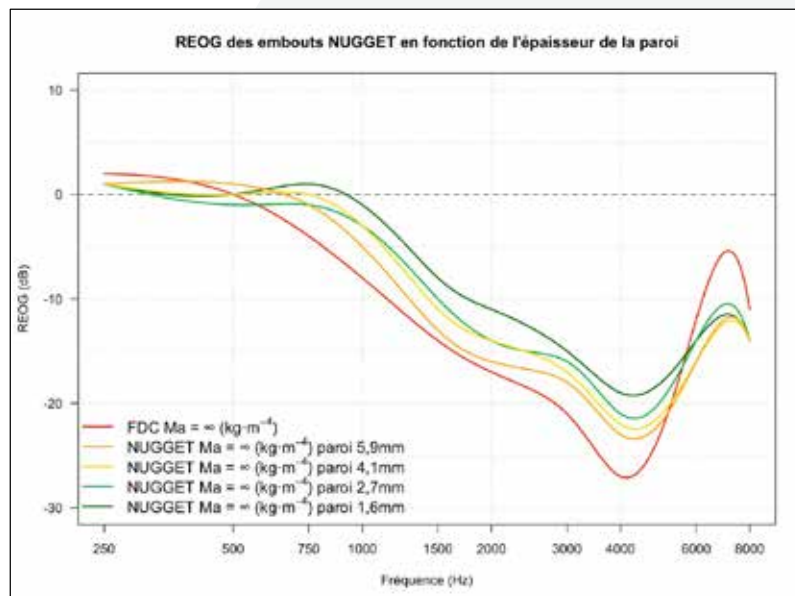


Figure 5 : REOG des embouts NUGGET en fonction de l'épaisseur de la paroi distale.

APPLICATION

Dans le cadre de ce travail, un simulateur interactif a été développé afin de rendre ces phénomènes plus accessibles. Cet outil permet, pour un couplage donné, de visualiser la quantité de son direct entrant dans le conduit auditif, d'estimer l'énergie réellement audible après prise en compte du seuil d'audition SPL, et de pondérer ces informations selon l'indice SII par bande 1/3 d'octave afin d'obtenir une estimation d'intelligibilité non traitée. L'objectif de cet outil est de montrer concrètement comment un événement de quelques millimètres peut modifier profondément le paysage acoustique perçu par un malentendant porteur d'aides auditives.



JEHAN GUTLEBEN



AUDIOPROTHÉSISTE
INDÉPENDANT
MEMBRE DU CNA
VICE-PRÉSIDENT
DU SDA
JEHAN.GUTLEBEN@
LIVE.FR

IL APPARTIENT AU CLINICIEN DE CHOISIR UNE RÈGLE DE PRESCRIPTION

COMMENT CHOISIR LA BONNE CIBLE DE PRÉRÉGLAGE ?

Depuis plus de 50 ans, ces cibles ont évolué d'une part avec les technologies d'amplification qui sont passées de linéaires à WRDC, et d'autre part avec les retours d'expériences qui ont révélé des préférences différentes selon l'âge, le sexe, et les types de pertes auditives notamment. Les auteurs des cibles « génériques » telles que NAL et DSL par exemple, avec une logique très clinique, se sont attachés à calculer des gains qui optimisent l'audibilité et l'intelligibilité ; les cibles « propriétaires », développées par chaque fabricant d'aides auditives, sont souvent basées sur l'une ou l'autre cible générique, mais en les modifiant avec souvent un souci d'acceptation instantanée, révélant peut-être une logique commerciale. Par exemple, Starkey décrit ainsi sa cible : « e-STAT est un algorithme d'adaptation breveté. Il est conçu pour délivrer moins de compression que NAL-NL1, et a depuis été empiriquement optimisé au cours des années en fonction des préférences de patients portant des aides auditives de Starkey »¹.

LES CIBLES DE PRÉRÉGLAGES

Bien que différentes, toutes ces cibles de préréglage ont donc des objectifs assez similaires : utiliser un certain nombre de paramètres pour calculer l'amplification qui permettra de cumuler l'audibilité, l'intelligibilité, le confort et la qualité sonore. Elles ont surtout en commun deux limites fondamentales :

- ces objectifs ne sont pas totalement cumulables, notamment l'audibilité et le confort,
- ces objectifs sont très patient-dépendant car subjectifs, évolutifs et multifactoriels.

Il en résulte des choix statistiques, et des indispensables compromis pour aller d'une audiométrie à une cible de gain : c'est ce que l'on appelle l'empirisme contrôlé.²

Au-delà des données techniques permettant de convertir les dB HL en dB SPL pour calculer les cibles, les paramètres pris en compte sont le seuil d'audibilité, le seuil d'inconfort (mesuré ou statistique), l'âge et le sexe (d'où l'importance de les renseigner dans le dossier Noah), le niveau d'expérience de l'amplification, le nombre de canaux et le type de compression, ...

Face à la complexité des pertes auditives, ces cibles d'amplification offrent plus qu'un gain de temps aux cliniciens : elles apportent un horizon rassurant. Néanmoins, pour ne pas nous faire sombrer dans un « syndrome de l'alignement », les logiciels de mesure d'oreille réelle (REM) et les logiciels de programmation des aides auditives ne devraient pas présenter des courbes de gains cibles pour chaque niveau d'entrée, mais des zones de gains cibles avec un certain indice de confiance pour chaque niveau d'entrée.

Malgré la rigueur scientifique qui a permis aux auteurs de définir ces règles de calculs, leurs empirismes respectifs conduisent à des cibles parfois divergentes pour un même patient. Ainsi, à défaut d'un logiciel REM qui permettrait de superposer et de mixer des zones de gains cibles « concurrentes », pour faire une sorte de « méta-cible de gain » et ainsi esquisser un choix plus ou moins arbitraire, il appartient au clinicien de choisir une règle de prescription.

Certes, une cible de préréglage reste un point de départ et non un point d'arrivée, mais ne dit-on pas qu'on n'a pas deux occasions de faire une première bonne impression ? Un réglage initial aussi proche que possible des besoins du patient facilite grandement la suite de l'adaptation, tant pour le patient lui-même que pour son audioprothésiste.

Face à ce choix parmi les différentes cibles disponibles, les nombreuses études comparatives n'ont jamais mis en évidence des données tranchées, et les recommandations des sociétés savantes n'ont pas pris parti. A titre d'exemple, le référentiel de bonnes pratiques³ de l'American Academy of Audiology recommande : « la sélection initiale des cibles de gains pour les niveaux d'entrées moyens de voix devrait être basée sur une procédure prescriptive validée » (recommandation de grade B, basée sur des preuves de niveau 1). Ainsi, l'académie américaine ne tranche pas le choix entre les cibles NAL et DSL qui sont les plus répandues internationalement. Elle précise seulement : « bien qu'un écart du gain cible soit tolérable dans certains cas, voire souhaitable, des preuves suggèrent (...) une réduction de la perception du bénéfice de l'appareillage avec une augmentation de l'écart aux cibles de gains ».

La saisie des mots clés « NAL DSL » sur le moteur de recherche Pubmed donne pour résultats 29 publications entre 2010 et 2025. En sélectionnant les articles d'intérêt^{4,5,6,7,8}, il en ressort que les versions actuelle (NAL-NL2 et DSLv5) diffèrent en termes de comparaisons objectives (DSL prescrit plus de gain à faible niveau d'entrée par exemple), mais ne diffèrent pas significativement en termes de résultats fonctionnels. Selon les critères étudiés DSLv5 peut parfois apparaître légèrement supérieure^{4,6}, équivalent^{5,6,7,8}, ou inférieure⁷ à NAL-NL2. Pour des adaptations bimodales⁹ (implant cochléaire + aide auditive contralatérale), et pour des appareillages à ancrage osseux sur perte mixte¹⁰, les résultats sont équivalents ou en faveur de DSLv5 selon les critères étudiés.

« Cependant, il est crucial de souligner que l'absence de différences ne diminue pas l'importance de considérer les besoins et les préférences individuels des patients dans la

sélection d'une méthode prescriptive », relève Portelli et collaborateurs ⁵.

COMMENT OPÉRER LE CHOIX D'UNE CIBLE PRESCRIPTIVE ?

Les anglosaxons distinguent typiquement deux phases successives dans la réhabilitation audioprothétique : la vérification, puis la validation, qui regroupent respectivement les étapes objectives et subjectives de la prise en charge. Ainsi, le choix d'une cible de préréglage, dont l'atteinte est à vérifier à l'aide de mesures REM, précède la validation et l'ajustement fin des réglages effectués selon les retours subjectifs du patient.

Pourtant, bien que les logiciels de programmations aient une cible par défaut (souvent la cible propriétaire, propre au fabricant), il est facile d'impliquer le patient dans ce choix. Dans une revue systématique sur les facteurs d'usage effectif des aides auditives chez les personnes presbycusiques, Morvan et collaborateurs ¹¹ concluent ainsi : « il semble nécessaire d'impliquer les patients, d'écouter leurs besoins spécifiques, et de leur offrir des soins individualisés tout au long de leur rééducation thérapeutique. Cependant, les études futures doivent utiliser

des techniques modernes de traitement du signal, en particulier dans la méthodologie de préréglage de l'équipement ». Aucune étude qui visait à comparer les cibles de préréglage n'ayant conclu en une préférence pour l'une d'elles par 100% des malentendants testés, une approche individualisée consisterait à faire valider par chaque patient la cible qu'il préfère.

Les méthodes traditionnellement utilisées lors des études cliniques pour la phase de validation sont les comparaisons appariées (« paired comparison » dans les publications), les auto-évaluations (« self rating »), ou l'auto-ajustement (« self-adjustment ») via un potentiomètre par exemple ¹². Ces méthodes apparaissent plus sensibles et moins opérateur-dépendantes que les ajustements fins basés sur une discussion libre, où l'audioprothésiste questionne oralement le patient sur son ressenti auditif.

Parmi ces trois approches, celle des comparaisons appariées est évidemment la plus facile et rapide à mettre en œuvre pour impliquer le patient dans le choix d'une cible prescriptive lors de la 1ère mise en fonction des aides auditives. Cette méthode de validation, proposée par Zerlin dès 1962 (époque où les outils de vérification étaient peu répandus), s'est révélée par la suite pertinente même pour

**UNE APPROCHE INDIVIDUALISÉE
CONSISTERAIT À FAIRE VALIDER
PAR CHAQUE PATIENT LA CIBLE
QU'IL PRÉFÈRE**



- RIC/BTE
- BTE
- Tube Slim
- Embout Silk
- Embout Conformateur
- Obturateur Anti-bruit
- Obturateur Anti-eau
- Obturateur Sommeil
- SoundProtect (bouchons filtrés)



**Fabricant d'embouts auriculaires
sur-mesure, dédiés aux professionnels
de l'audioprothèse depuis 35 ans.**

Supembouts accompagne les professionnels de l'audioprothèse avec une large gamme de solutions, conçues grâce aux technologies d'impression 3D : embouts RIC/RITE, BTE, tubes slim, embouts Silk, conformateurs et obturateurs spécialisés (anti-bruit, anti-eau, sommeil, bouchons filtrés SoundProtect).

Un savoir-faire reconnu, alliant innovation technologique, confort et précision audilogique.



www.supembouts.fr



contact@supembouts.fr

LES COMPARAISONS APPARIÉES SONT PLUS SENSIBLES QUE DES JUGEMENTS ISOLÉS

des patients âgés d'au moins 6,5 ans ¹³, voir même 5 ans ¹⁴. Amlani et collaborateurs ont montré que « les comparaisons appariées sont sensibles, valides et fiables pour déterminer la différence perceptive ou le classement relatif entre les appareils auditifs et les caractéristiques électroacoustiques », ajoutant que « cette procédure permet au clinicien d'individualiser l'approche prescriptive » ¹⁵.

Ainsi, cette méthode des comparaisons appariées, généralement utilisée pour optimiser le réglage fin des courbes de réponses ou des algorithmes de traitement des bruits, peut aussi bien être un outil valable pour impliquer le patient dès le début de son adaptation dans le meilleur choix de cible prescriptive.

QUEL PROTOCOLE APPLIQUER ?

Les guides de bonnes pratiques, généralement anciens, recommandent unanimement l'utilisation des mesures aux tympons (REM) pour vérifier la bonne adaptation initiale des gains. Pour autant, un essai clinique ¹⁶ randomisé en double

aveugle, publié en 2023, comparait les préférences de 45 patients nouvellement appareillés, après 6 semaines d'adaptation, entre un « préréglage fabricant » et un réglage « REM » (tous les deux basés sur NAL-NL2). La conclusion était que les primo-adaptations sans l'usage systématique des REM semblent acceptables (tout en précisant que d'autres études seraient nécessaires pour généraliser cette conclusion).

Lors de l'utilisation de comparaisons appariées, le patient est exposé à deux réglages différents jugés appropriés pour sa perte auditive. Pour que ce processus de sélection soit efficace, il convient de réduire le délai entre les comparaisons sonores, et de laisser le patient exprimer sa préférence pour l'un ou l'autre ou aucun des deux réglages ¹⁷. Les chercheurs utilisant des techniques de comparaisons appariées ont montré qu'elles sont plus sensibles que des jugements isolés : la tâche du patient est simplement de discerner lequel des deux choix lui semble le meilleur.

Plusieurs types de comparaisons appariées sont décrits dans la littérature scientifique :



Illustration 1 : outil de comparaison appariée dans le logiciel Connexx

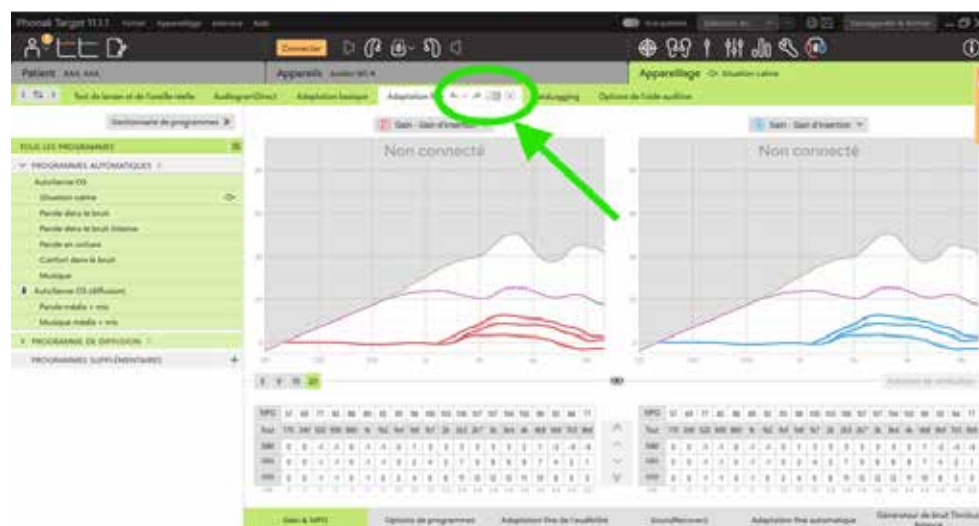


Illustration 2 : outil de comparaison appariée dans le logiciel Target

- tournoi adaptatif (« iterative round robin tournament »)
- tournoi non adaptatif (« round robin tournament, single- and double- elimination tournament »)
- convergence adaptative (« simple up-down procedure, simplex method, modified simplex procedure »)

Pour les lecteurs qui veulent approfondir ces sujets, la publication de Amlani et Schafer (2009)¹⁵ est un excellent choix.

En tenant compte de nombreuses publications sur l'intérêt des procédures de comparaisons appariées, des guides de bonnes pratiques, et de notre expérience, cet article vise à proposer un protocole pour valider de façon méthodique le choix d'une cible de préréglage :

1. Renseigner dans le logiciel de programmation autant de données que possible : audiométries aux inserts ou audiométries insitu (avec seuil liminaire et seuil d'inconfort), âge et sexe, couplage acoustique utilisé, réalisation d'un test de calibrage anti larsen, niveau d'expérience (débutant / expérimenté), REUG et RECD mesurés, ...
2. Appliquer deux cibles prescriptives différentes (NAL, DSL, propriétaire, ...), en demandant au patient de les comparer, en écoutant différentes voix (la nôtre, la sienne, celle de l'accompagnant) dans le silence et/ou en présence de bruit. La consigne est énoncée ainsi : « vous aller entendre successivement au travers de 2 réglages différents, et vous devez choisir celui que vous trouvez le meilleur ou dire s'ils sont équivalents ». L'adjectif « meilleur » permet volontairement de laisser le choix au patient entre les critères de confort, d'efficacité, ou la combinaison des deux. En comparant des cibles A et B, il convient à minima de passer de A à B puis de B à A pour valider le choix, et de réitérer A/B – B/A en cas d'hésitation
3. Selon le temps disponible, ou en cas d'égalité entre les deux cibles, ajouter une troisième cible dans ce protocole de comparaison appariée
4. Conserver la cible choisie par le patient, et vérifier l'ajustement des gains vis-à-vis de cette cible à l'aide de mesures REM (y compris pour les niveaux maximums RESR).
5. Pour finir, ajuster globalement le gain général droit / gauche si besoin, selon le ressenti immédiat du patient, et activer le potentiomètre en expliquant au patient l'importance de l'utiliser pour tester dans ses environnements réels différents niveaux de gains jusqu'au prochain rendez-vous (l'aide auditive pouvant enregistrer la moyenne de ses ajustements, pour guider la personnalisation des futurs réglages)
6. En cas d'insatisfaction liée à l'amplification à l'issue de la période d'adaptation probatoire, reprendre le protocole à l'étape 2, ou programmer différentes cibles sur les différentes mémoires de réglages à l'aide des mesures REM. Sinon, revoir le choix du couplage acoustique, et les objectifs prothétiques.

À défaut de conclusions claires fournies par les études cliniques pour choisir la bonne cible de préréglage pour chaque patient, le meilleur critère de choix reste donc la préférence exprimée par le patient lui-même. Les comparaisons

appariées sont efficaces et relativement rapides pour impliquer le patient dans la validation de sa préférence. Cette préférence peut ici refléter à la fois son jugement de qualité sonore des voix naturelles, sa sonie globale, et son éventuelle gêne liée à l'autophonation.

Cette proposition de protocole revient à alterner des phases de vérification et de validation pour personnaliser la prise en charge du patient, tout en utilisant une méthode de validation réputée sensible et fiable, au lieu d'une confiance arbitraire (ou même aveugle) dans les paramétrages « par défaut » des logiciels de programmation suivie d'ajustements empiriques basés sur les échanges oraux avec les patients.

La méthode de comparaisons appariées peut naturellement se poursuivre durant toutes les années de suivi prothétique : certains logiciels offrent des outils dédiés aux comparaisons lors des rendez-vous (voir illustrations 1 et 2), mais tous les logiciels permettent la création (temporaire ou non) de plusieurs programmes. ■

BIBLIOGRAPHIE

1. https://www.starkeyhearingtechnologies.com/inspirehelp/fr/Fitting/Fitting_Formula.htm
2. Keidser G, Dillon H, Carter L, O'Brien A. NAL-NL2 empirical adjustments. Trends Amplif. 2012 Dec;16(4):211-23. doi: 10.1177/1084713812468511. Epub 2012 Nov 30. PMID: 23203416; PMCID: PMC4040825.
3. <https://www.audiology.org/practice-guide-line/guidelines-for-the-audiologic-management-of-adult-hearing-impairment/>
4. Engler M, Digeser F, Hoppe U. Speech recognition and real-ear-measured amplification in hearing-aid users with various grades of hearing loss. Int J Audiol. 2024 Dec 10:1-12. doi: 10.1080/14992027.2024.2426009. Epub ahead of print. PMID: 39659030.
5. Portelli D, Loteta S, Ciodaro F, Salvago P, Galletti C, Freni L, Alberti G. Functional outcomes for speech-in-noise intelligibility of NAL-NL2 and DSL v5 prescriptive fitting rules in hearing aid users. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2024 Jun;281(6):3227-3235. doi: 10.1007/s00405-024-08587-z. Epub 2024 Mar 28. PMID: 38546852.
6. Bertozzo MC, Blasca WQ. Comparative analysis of the NAL-NL2 and DSL v5.0a prescription procedures in the adaptation of hearing aids in the elderly. Códas. 2019 Aug 15;31(4):e20180171. Portuguese, English. doi: 10.1590/2317-1782/20192018171. PMID: 31433039.
7. Furuji S, Sano H, Kurioka T, Nitta Y, Umehara S, Hara Y, Yamashita T. Investigation of hearing aid fitting according to the national acoustic laboratories' prescription for non-linear hearing aids and the desired sensation level methods in Japanese speakers: a crossover-controlled trial. Auris Nasus Larynx. 2023 Oct;50(5):708-713. doi: 10.1016/j.anl.2023.01.004. Epub 2023 Feb 14. PMID: 36792399.
8. Ching TYC, Zhang VW, Johnson EE, Van Buynder P, Hou S, Burns L, Button L, Flynn C, McGhie K. Hearing aid fitting and developmental outcomes of children fit according to either the NAL or DSL prescription: fit-to-target, audibility, speech and language abilities. Int J Audiol. 2018 May;57(sup2):S41-S54. doi: 10.1080/14992027.2017.1380851. Epub 2017 Oct 3. PMID: 28971727; PMCID: PMC5882607.
9. Digeser FM, Engler M, Hoppe U. Comparison of bimodal benefit for the use of DSL v5.0 and NAL-NL2 in cochlear implant listeners. Int J Audiol. 2020 May;59(5):383-391. doi: 10.1080/14992027.2019.1697902. Epub 2019 Dec 6. PMID: 31809219.
10. Bruschini L, Canelli R, Guida M, Pardini P, Giuntini G, Fiacchini G, Berrettini S, Lazzerini F, Forlì F. Bone-Anchored Hearing Aids Fitted According to NAL and DSL Procedures in Adults with Mixed Hearing Loss. J Int Adv Otol. 2022 Jul;18(4):302-307. doi: 10.5152/iao.2022.21270. PMID: 35894526; PMCID: PMC9404314.
11. Morvan P, Buisson-Savin J, Boiteux C, Bailly-Masson E, Buhl M, Thai-Van H. Factors in the Effective Use of Hearing Aids among Subjects with Age-Related Hearing Loss: A Systematic Review. J Clin Med. 2024 Jul 10;13(14):4027. doi: 10.3390/jcm13144027. PMID: 39064066; PMCID: PMC11277177.
12. Nelson PB, Perry TT, Grogan M, VanTasell D. Self-Adjusted Amplification Parameters Produce Large Between-Subject Variability and Preserve Speech Intelligibility. Trends Hear. 2018 Jan-Dec;22:2331216518798264. doi: 10.1177/2331216518798264. PMID: 30191767; PMCID: PMC6130080.
13. Eisenberg LS, Levitt H. Paired comparison judgments for hearing aid selection in children. Ear Hear. 1991 Dec;12(6):417-30. doi: 10.1097/00003446-199112000-00006. PMID: 1797609.
14. Eisenberg LS, Dirks DD. Reliability and sensitivity of paired comparisons and category rating in children. J Speech Hear Res. 1995 Oct;38(5):1157-67. doi: 10.1044/jshr.3805.1157. PMID: 8558884.
15. Amlani AM, Schafer EC. Application of paired-comparison methods to hearing AIDs. Trends Amplif. 2009 Dec;13(4):241-59. doi: 10.1177/1084713809352908. PMID: 20150188; PMCID: PMC4111476.
16. Almuftarij I, Dillon H, Adams B, Greval A, Munro KJ. Listening Preferences of New Adult Hearing Aid Users: A Registered, Double-Blind, Randomized, Mixed-Methods Clinical Trial of Initial Versus Real-Ear Fit. Trends Hear. 2023 Jan-Dec;27:23312165231189596. doi: 10.1177/23312165231189596. PMID: 37942535; PMCID: PMC10637150.
17. Punch JL, Rakerd B, Amlani AM. Paired-comparison hearing aid preferences: evaluation of an unforced-choice paradigm. J Am Acad Audiol. 2001 Apr;12(4):190-201. PMID: 11332519.

**JEAN-MICHEL
PRIN**



GÉRANT
FONDATEUR DES
SOCIÉTÉ BOUCLE
MAGNETIQUE.FR ET
VOX ILLUD

CONTACT@BOUCLE
MAGNETIQUE.FR

INTRODUCTION À L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE : UN ENJEU ESSENTIEL ENCORE TROP MÉCONNU

L'accessibilité auditive occupe aujourd'hui une place singulière dans les débats autour de l'inclusion. Elle est à la fois ancienne dans ses principes, exigeante dans sa mise en œuvre et profondément impactée par l'évolution rapide des technologies audio. Boucle magnétique, Wi-Fi, Auracast : les solutions se multiplient, les promesses aussi, mais leur appropriation reste inégale et parfois source de confusion.

Dans ce contexte, les discours technologiques tendent parfois à précéder les usages réels. Des solutions sont présentées comme innovantes ou universelles, alors que leur déploiement, leur compatibilité ou leur appropriation par les utilisateurs soulèvent encore de nombreuses questions. Entre attentes fortes, contraintes de terrain et temporalité du renouvellement des équipements, un décalage persiste fréquemment entre ce que la technologie promet et ce qu'elle permet réellement.

Ce dossier a été conçu pour prendre du recul sur ces évolutions. Il propose une lecture structurée des principales technologies d'accessibilité auditive, de leurs principes de fonctionnement à leurs avantages et limites, afin de mieux comprendre leur place actuelle et future. L'objectif n'est pas de promouvoir une solution au détriment d'une autre, mais d'éclairer les choix, d'objectiver les discours et de replacer l'accessibilité auditive dans une logique d'usage, de continuité et de responsabilité professionnelle.

**CE DOSSIER PROPOSE
UNE LECTURE STRUCTURÉE DES
PRINCIPALES TECHNOLOGIES
D'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE, DE
LEURS PRINCIPES
DE FONCTIONNEMENT À LEURS
AVANTAGES ET LIMITES,
AFIN DE MIEUX COMPRENDRE
LEUR PLACE ACTUELLE
ET FUTURE.**

L'accessibilité auditive reste l'un des champs les moins visibles de l'accessibilité, alors même qu'elle concerne des millions de personnes. Les troubles auditifs touchent environ 10 % de la population en France, et les besoins augmentent avec le vieillissement et l'évolution des environnements sonores. Pourtant, pouvoir entendre et comprendre clairement une réunion, une pièce de théâtre, une conférence ou un message d'accueil demeure, pour beaucoup, un parcours semé d'obstacles.

D'un point de vue légal, la France a pourtant posé un cadre précis. La loi du 11 février 2005 sur l'égalité des droits et des chances impose l'accessibilité de tous les établissements recevant du public (ERP). Cette obligation inclut explicitement l'accessibilité « de l'information et de la communication », ce qui concerne directement l'accessibilité auditive. Les décrets d'application et les normes associées précisent que les ERP doivent mettre en place des dispositifs permettant aux personnes malentendantes d'accéder au contenu sonore dans des conditions équivalentes à celles du public entendant.

La réglementation exige également une signalisation claire et une information visible de la présence des dispositifs, afin que les usagers sachent qu'ils peuvent y accéder.

Pourtant, entre l'obligation légale et la réalité du terrain, un écart persiste. Dans de nombreux lieux, des dispositifs existent mais ne fonctionnent pas comme prévu. Certains établissements installent des boucles magnétiques sans en assurer le réglage ou la maintenance, ce qui limite leur efficacité. D'autres investissent dans des systèmes d'aide à l'écoute, mais les stockent sans les rendre accessibles au public ou sans en expliquer l'usage. Il arrive aussi que des salles soient équipées, mais que le personnel ne soit pas formé, rendant le dispositif inopérant le jour où une personne en a besoin.

Ces situations, fréquentes, ne découlent pas d'un manque de volonté, mais d'une méconnaissance du sujet, d'une absence de formation ou d'un flou technique autour des technologies disponibles.

Du côté des usagers, cela se traduit par une expérience inégale : certains parviennent à entendre correctement grâce à un système bien réglé d'autres se retrouvent face à un équipement inutilisable, dans un lieu pourtant considéré comme "accessible".

L'accessibilité auditive n'est pas un sujet secondaire. Elle conditionne la participation, la compréhension, l'autonomie, la culture, le lien social. Bien entendre ne relève pas du confort : c'est un droit. Et c'est dans ce contexte qu'il est nécessaire de comprendre les différentes technologies existantes, leurs forces, leurs limites et leur rôle dans l'accessibilité d'aujourd'hui.

LA BOUCLE MAGNÉTIQUE

FONCTIONNEMENT, PRINCIPES ET EXIGENCES TECHNIQUES

La boucle magnétique est sans doute la technologie d'accessibilité auditive la plus ancienne... mais aussi la plus robuste, la plus standardisée et, aujourd'hui encore, la plus universellement utilisée. Malgré l'arrivée de solutions plus récentes, elle reste au cœur de l'accessibilité dans de nombreux établissements recevant du public. Pour comprendre pourquoi elle occupe toujours cette place centrale, il est essentiel d'en expliquer clairement le fonctionnement et les exigences techniques.

La boucle magnétique repose sur un principe physique simple : « l'induction électromagnétique ». Un fil de cuivre installé autour d'un espace (une salle, un comptoir, une zone d'accueil) est parcouru par un courant audio. Ce courant génère un champ magnétique variable. Les aides auditives équipées d'une bobine téléphonique - la fameuse « position T », convertissent ce champ en signal sonore directement dans l'appareil.

Ce mécanisme permet une transmission « claire, directe, sans interférence acoustique », indépendante de la distance entre l'orateur et l'auditeur. L'utilisateur n'a rien à emprunter, rien à porter en plus : son appareil auditif devient la seule interface.

Mais pour que cette technologie fonctionne réellement, elle doit respecter une norme précise : « IEC 60118-4 ». Cette norme définit les critères essentiels à respecter pour garantir une bonne qualité d'écoute. Elle impose notamment un niveau de champ magnétique stable, une réponse en fréquence adaptée à la parole, une absence de bruit de fond excessif, et une homogénéité de couverture dans la zone d'écoute.

Une boucle magnétique mal réglée ou mal installée peut ainsi donner une impression de mauvaise qualité, alors qu'elle est techniquement très performante lorsqu'elle respecte la norme. C'est souvent cette différence entre installation conforme et installation approximative qui explique certaines expériences négatives sur le terrain.

L'installation d'une boucle magnétique demande également une attention particulière à l'environnement. Les structures métalliques d'un bâtiment, les barres d'armature dans les sols ou certaines configurations de salles peuvent perturber le champ magnétique. Dans ces cas, des solutions adaptées existent, comme les boucles dites « phasées », qui permettent de compenser ces perturbations et d'assurer une couverture homogène.

Il ne s'agit donc pas simplement d'installer un câble, mais bien de concevoir un système calibré pour l'usage, testé avec du matériel de mesure, puis validé par un contrôle in situ.

Cette rigueur technique explique pourquoi la boucle magnétique reste, encore aujourd'hui, une référence de fiabilité. Lorsqu'elle est installée conformément à la norme et entretenue



Borne d'accueil équipée d'une boucle magnétique

régulièrement, elle offre une qualité sonore remarquable et une facilité d'usage inégalée. Elle n'exige pas de l'utilisateur qu'il possède un appareil connecté ou qu'il manipule un smartphone : il lui suffit d'activer sa position T.

C'est cette simplicité, couplée à une grande efficacité, qui fait de la boucle magnétique une technologie toujours incontournable.

LA BOUCLE MAGNÉTIQUE RESTE, AUJOURD'HUI ENCORE, LA TECHNOLOGIE LA PLUS STABLE, LA PLUS MATURE ET LA PLUS FIABLE POUR GARANTIR UNE ACCESSIBILITÉ IMMÉDIATE ET RÉELLEMENT INCLUSIVE.

AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS D'UNE TECHNOLOGIE INDISPENSABLE

Après avoir expliqué son fonctionnement, il est temps de s'intéresser à ce que la boucle magnétique apporte réellement aux usagers et aux lieux publics. Malgré son ancienneté, cette technologie reste l'une des plus efficaces en matière d'accessibilité auditive. Mais comme toute solution, elle possède aussi ses limites.

La force de la boucle magnétique réside avant tout dans sa simplicité d'usage. Pour une personne malentendante équipée d'aides auditives, il suffit d'activer la position T pour entendre immédiatement, sans manipulation complexe, sans régler un smartphone et sans dépendre d'un équipement supplémentaire. L'expérience est fluide, directe et naturelle. Lorsqu'elle est correcte-



Boucle magnétique mobile.

ment installée et conforme à la norme IEC 60118-4, la qualité sonore est remarquable : le signal arrive directement dans l'appareil auditif, sans bruit ambiant, sans réverbération, et sans perte liée à la distance.

Un autre avantage essentiel est son universalité. La boucle magnétique est compatible avec la très grande majorité des aides auditives actuellement en circulation, même celles qui ne disposent d'aucune connectivité moderne. C'est une technologie véritablement inclusive : qu'importe l'âge de l'utilisateur, son aisance technologique ou la génération de son appareil auditif, la boucle magnétique reste accessible à tous.

Cette compatibilité massive explique pourquoi elle demeure le standard recommandé dans de nombreux pays et est largement utilisée dans les lieux culturels, les salles de réunion, les guichets, les centres de culte ou les amphithéâtres.

Cependant, la boucle magnétique n'est pas sans contraintes. Sa première limite se situe au niveau de l'installation : un système mal conçu, mal réglé ou perturbé par une structure métallique peut offrir une expérience très dégradée. Le respect de la norme ne peut pas être improvisé ; il nécessite du matériel de mesure adapté, une expertise technique et une validation rigoureuse.

Cette exigence explique pourquoi certains usagers ont déjà pu rencontrer des installations inefficaces : dans la plupart des cas, ce n'est pas la technologie qui est en cause, mais la qualité de la mise en œuvre.

Un autre point sensible est lié à la maintenance. Une boucle magnétique doit être vérifiée régulièrement pour garantir un niveau de champ conforme. Pourtant, dans de nombreux lieux, une installation peut rester des années sans contrôle, jusqu'à devenir inutilisable sans que personne ne s'en rende compte. Ce manque de suivi peut créer un fossé entre l'intention d'accessibilité et la réalité d'usage.

La boucle magnétique a également une contrainte structurelle : elle ne peut pas être utilisée pour proposer plusieurs flux sonores simultanés, ni pour permettre une écoute multilingue dans un même espace. Elle offre un seul canal, ce qui la limite dans certains contextes spécifiques où la diversité des contenus devient un enjeu.

Malgré ces limites, la boucle magnétique reste, aujourd'hui encore, la technologie la plus stable, la plus mature et la plus fiable pour garantir une accessibilité immédiate et réellement inclusive. Ses avantages surpassent largement ses inconvénients dès lors que l'installation est bien pensée et entretenue.

LES SYSTÈMES AUDIO WI-FI

FONCTIONNEMENT ET PRINCIPES D'UNE TECHNOLOGIE FLEXIBLE

Après avoir exploré la boucle magnétique, il est temps d'aborder une technologie plus récente, souvent présentée comme une alternative moderne : les systèmes audio Wi-Fi dédiés. On les rencontre sous différentes formes (MobileConnect, ListenWiFi, Bettear, ...), mais leur principe est similaire : permettre à un utilisateur d'écouter un flux audio en utilisant son smartphone personnel, connecté au réseau Wi-Fi du lieu.

Le fonctionnement repose sur un schéma simple. Un émetteur capte le signal audio de la salle (micro du conférencier, régie du théâtre, diffusion cinéma...) et l'envoie vers un serveur Wi-Fi spécialement configuré pour ce service. L'utilisateur, de son côté, télécharge une application dédiée, se connecte au réseau Wi-Fi du lieu, sélectionne la salle ou le flux souhaité, puis écoute le signal via son smartphone.

Le son peut ensuite être écouté via des écouteurs classiques, un casque, parfois même une solution de streaming vers des aides auditives compatibles via le Bluetooth du smartphone.

Ce modèle offre une particularité importante : il ne dépend pas du matériel du lieu, mais de l'appareil personnel de l'utilisateur. Cela représente un véritable changement de paradigme. Le lieu n'a plus besoin de gérer un stock de récepteurs, de casques ou d'accessoires : chacun vient avec son propre équipement.

Les systèmes Wi-Fi permettent également la diffusion de plusieurs flux simultanés. Une salle peut proposer un flux principal, une traduction en direct, un commentaire audio, une version adaptée... ce que la boucle magnétique ne permet pas. Cette flexibilité intéresse de plus en plus de lieux culturels, universitaires ou institutionnels.



Techniquement, ces solutions reposent sur un réseau Wi-Fi interne qui doit être dimensionné pour accueillir un grand nombre de connexions sans perdre en stabilité. Cela signifie que la performance dépend de plusieurs éléments : qualité de la borne Wi-Fi, saturation du réseau, latence, configuration du serveur audio, débit disponible, interférences éventuelles.

Lorsqu'un système Wi-Fi est bien installé, le son peut être de très bonne qualité. Mais dès que le réseau est surchargé, mal configuré ou trop dépendant d'un Wi-Fi grand public, l'expérience peut rapidement se dégrader.

Un autre aspect incontournable est l'usage du smartphone. Pour certaines personnes, cela représente une autonomie nouvelle : elles règlent le volume, la qualité et l'écoute sur un appareil qu'elles connaissent. Pour d'autres, au contraire, cela introduit une forme de complexité : télécharger une application, trouver le bon réseau, sélectionner le bon flux, gérer la latence...

Cette dépendance au numérique peut aussi être un obstacle pour les personnes peu à l'aise avec un smartphone ou pour celles qui ne souhaitent pas l'utiliser en public.

Les systèmes Wi-Fi ont donc une place particulière dans l'accessibilité auditive : ils apportent une

grande flexibilité et permettent des utilisations impossibles avec la boucle magnétique. Mais ils reposent sur des équipements personnels, une connexion réseau stable, et un minimum de maîtrise des outils numériques.

AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS D'UNE SOLUTION FLEXIBLE MAIS EXIGEANTE

Après avoir présenté le fonctionnement des systèmes audio Wi-Fi dédiés, il est essentiel d'en examiner les forces et les limites. Ces technologies apportent des possibilités nouvelles en matière d'accessibilité auditive, mais elles ne conviennent pas à tous les contextes, ni à tous les publics. Leur efficacité dépend autant de la qualité de l'infrastructure que de la maîtrise des utilisateurs.

Le premier avantage évident d'Auracast est l'utilisation des appareils personnels. Pour beaucoup d'utilisateurs, pouvoir recevoir directement l'audio d'un lieu dans son smartphone, ses écouteurs ou ses futures aides auditives

**LES SYSTÈMES WI-FI REPOSENT
SUR DES ÉQUIPEMENTS
PERSONNELS, UNE CONNEXION
RÉSEAU STABLE, ET UN MINIMUM
DE MAÎTRISE DES OUTILS
NUMÉRIQUES.**



— 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.





Diffuseur wifi.

compatibles représente un gain considérable. Pas besoin d'emprunter un casque, de manipuler un récepteur, ni de dépendre d'un équipement souvent inconfortable ou stigmatisant.

Auracast permet aussi une écoute personnalisée : chacun ajuste son volume, son équilibre, ses préférences, selon ses besoins spécifiques.

Un autre avantage majeur est l'utilisation de l'équipement personnel de l'utilisateur. Cela évite au lieu d'investir dans un stock de casques ou de récepteurs, de les entretenir, de les désinfecter ou de les prêter. De plus en plus de personnes sont à l'aise avec leur smartphone, leurs écouteurs, leurs réglages personnels. Pour elles, se connecter à un flux audio via une application peut donner un sentiment de contrôle et d'autonomie que d'autres solutions ne permettent pas.

Les systèmes Wi-Fi peuvent également fournir une qualité audio élevée, parfois supérieure à celle d'une installation de boucle magnétique dégradée ou mal réglée. Certains lieux, notamment dans l'enseignement supérieur, apprécient cette fidélité sonore et la possibilité de diffuser le même signal vers des dizaines ou centaines d'utilisateurs simultanément.

Mais ces avantages s'accompagnent de limites importantes. La première est la dépendance totale au réseau Wi-Fi. Si celui-ci est mal configuré, saturé ou instable, la qualité sonore se détériore vite : coupures, latence, décalage entre l'image et le son. Contrairement à la boucle magnétique, insensible à la charge du réseau, le Wi-Fi est vulnérable à l'environnement numérique du lieu.

La seconde limite concerne le niveau de compétence numérique attendu des utilisateurs. Télécharger une application, choisir le bon réseau, autoriser certains accès, sélectionner le flux, ... Ce parcours peut sembler simple pour certains, mais il constitue un obstacle réel pour d'autres, notamment les personnes âgées ou celles moins familiarisées avec les smartphones. L'accessibilité ne peut pas dépendre uniquement du degré de maîtrise technologique de chacun.

Une autre difficulté est la latence. Dans certains cas, notamment en spectacle vivant ou en prise de parole directe, même un léger décalage entre la parole et l'audio transmis peut perturber la compréhension. Les solutions Wi-Fi se sont améliorées, mais elles ne garantissent pas une latence imperceptible dans toutes les configurations.

Enfin, l'utilisation d'un smartphone pose une question fondamentale : faut-il obliger un utilisateur à disposer d'un équipement personnel récent pour accéder à l'accessibilité ? Certains publics ne souhaitent pas utiliser leur téléphone

pour une fonction d'aide auditive. D'autres n'ont pas d'appareil compatible. En accessibilité, ce type de dépendance doit toujours être examiné avec prudence.

En somme, les systèmes audio Wi-Fi constituent une solution souple, moderne et riche en fonctionnalités, particulièrement adaptée à certains environnements. Mais ils ne peuvent, à eux seuls, répondre à l'ensemble des besoins. Ils demandent une infrastructure solide, un accompagnement utilisateur rigoureux et une réflexion plus large sur l'inclusion numérique.

AURACAST

COMPRENDRE LE FONCTIONNEMENT D'UNE TECHNOLOGIE QUI POURRAIT TRANSFORMER L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE

Après la boucle magnétique et les systèmes audio Wi-Fi, il est temps de s'intéresser à la technologie qui suscite le plus de curiosité aujourd'hui : Auracast. Présentée comme une évolution du Bluetooth, elle promet de transformer la manière dont les utilisateurs accèdent à un flux audio dans les lieux publics. Mais pour comprendre ce que cela implique réellement, il faut revenir à la base : comment fonctionne Auracast ?

Auracast repose sur le Bluetooth LE Audio, une version plus moderne, plus efficace et moins énergivore que le Bluetooth classique. La grande nouveauté, c'est la possibilité de créer une diffusion audio publique, accessible simultanément à un grand nombre d'appareils. Là où le Bluetooth traditionnel ne permettait que des connexions individuelles (un émetteur → un écouteur), Auracast ouvre la voie à un modèle plus proche du Wi-Fi audio... mais avec la simplicité du Bluetooth.

Concrètement, un lieu équipé d'un émetteur Auracast peut diffuser un flux sonore dans l'espace. Un smartphone compatible, des écouteurs récents ou, à terme, certaines aides auditives pourront détecter cette diffusion et s'y connecter comme à une source audio classique. L'utilisateur sélectionne le flux proposé – un peu comme il choisirait un réseau Wi-Fi – puis écoute directement dans ses appareils personnels.

Cette approche a plusieurs conséquences importantes. La première, c'est que l'écoute devient entièrement personnalisée : chacun règle son volume, sa qualité d'écoute, sa manière d'entendre. La seconde, c'est que l'utilisateur n'a plus besoin d'emprunter un équipement sur place. Comme pour le Wi-Fi audio, la logique est celle du « Apportez votre propre appareil », mais avec une connexion plus simple et plus rapide que les solutions nécessitant une application spécifique.

Un autre aspect clé est l'intégration aux aides auditives de nouvelle génération. Lorsque l'ensemble du parc d'aides auditives sera compatible Bluetooth LE Audio, Auracast permettra cette connexion. C'est cet objectif à long terme qui attire autant l'attention : une technologie universelle, simple, largement intégrée dans les appareils du quotidien.

Mais pour l'instant, Auracast reste une technologie émergente. Peu d'appareils auditifs sont aujourd'hui compatibles. Les smartphones compatibles commencent seulement à arriver sur le marché. Les lieux publics n'ont pas encore de retour d'expérience massif. La bascule technologique prendra plusieurs années, car elle dépend du renouvellement naturel des équipements personnels.

Sur le plan technique, Auracast offre une faible consommation d'énergie, une bonne qualité sonore, une latence maîtrisée et la possibilité de diffuser plusieurs flux différents dans un même lieu. En théorie, cela en fait une solution hybride entre la boucle magnétique (pour l'universalité d'usage) et le Wi-Fi (pour la flexibilité et la pluralité de contenus).

Cependant, la promesse affichée ne doit pas masquer les conditions nécessaires à son efficacité : compatibilité des appareils, signal suffisamment puissant et stable, interface utilisateur claire, gestion de la diffusion dans des environnements complexes. Une technologie n'est pas un miracle en soi : c'est son écosystème qui en conditionne la réussite.

AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS D'UNE TECHNOLOGIE PROMETTEUSE MAIS ENCORE EN TRANSITION

Après avoir expliqué le fonctionnement d'Auracast, il est temps d'examiner ce que cette technologie apporte réellement... mais aussi ce qu'elle ne permet pas encore. Comme toute innovation émergente, elle oscille entre potentiel enthousiasmant et défis très concrets. Pour l'accessibilité auditive, la nuance est essentielle.

Le premier avantage évident d'Auracast est l'utilisation des appareils personnels. Pour beaucoup d'utilisateurs, pouvoir recevoir directement l'audio d'un lieu dans son smartphone, ses écouteurs ou ses futures aides auditives compatibles représente un gain considérable. Pas besoin d'emprunter un casque, de manipuler un récepteur, ni de dépendre d'un équipement souvent inconfortable ou stigmatisant.

Auracast permet aussi une écoute personnalisée : chacun ajuste son volume, son équilibre, ses préférences, selon ses besoins spécifiques.

Un autre avantage majeur est la capacité à diffuser plusieurs flux simultanément. Comme les systèmes Wi-Fi, Auracast peut proposer par exemple une traduction en direct, une audiodescription, ou un commentaire pédagogique. Cette flexibilité ouvre la voie à des usages nouveaux dans les musées, les salles de spectacle, les universités ou les lieux de conférence.

Sur le plan technique, Auracast offre également une faible consommation d'énergie, une bonne qualité sonore, et une latence maîtrisée, souvent meilleure que celle des systèmes Wi-Fi traditionnels. Cela en fait une solution séduisante pour les fabricants d'aides auditives, qui cherchent à moderniser leurs produits tout en améliorant l'expérience utilisateur.

Mais ces avantages doivent être mis en perspective. La principale limite d'Auracast aujourd'hui, c'est la compatibilité. Le parc de smartphones compatibles est encore modeste. Les écouteurs compatibles restent minoritaires. Les aides auditives compatibles sont très peu nombreuses, et leur adoption dépendra du renouvellement naturel des équipements... ce qui peut prendre cinq, huit, parfois dix ans selon les utilisateurs. Une installation Auracast aujourd'hui ne serait pleinement utile qu'à une fraction très limitée du public.

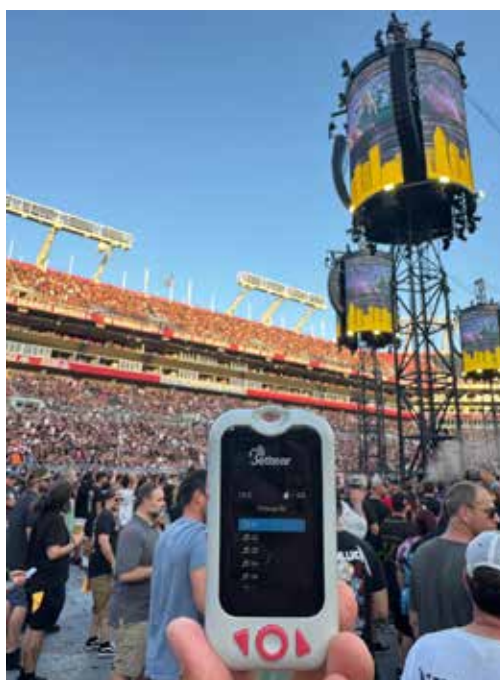
La seconde limite est la nécessité d'une manipulation active. L'utilisateur devra rechercher le flux Auracast, parfois parmi plusieurs, et s'y connecter. Pour certains, c'est simple et intuitif. Pour d'autres, c'est une démarche supplémentaire qui peut compliquer l'expérience, notamment dans des lieux très fréquentés, bruyants ou stressants.

Contrairement à la boucle magnétique, qui fonctionne dès que l'on active la position T, Auracast demande une familiarité minimale avec les appareils numériques.

A cela s'ajoute une question cruciale : faut-il imposer un équipement personnel récent pour accéder à l'accessibilité ? La réponse, évidemment, est non. Une solution d'accessibilité ne peut pas dépendre du pouvoir d'achat, ni du niveau d'équipement technologique de chacun. Tant que la compatibilité n'est pas largement démocratisée, Auracast ne peut être envisagé comme la seule réponse.

Une autre limite réside dans l'écosystème. Si Auracast se généralise, il faudra informer les

**PRÉSENTÉE COMME UNE
ÉVOLUTION DU BLUETOOTH,
AURACAST PROMET DE
TRANSFORMER LA MANIÈRE
DONT LES UTILISATEURS
ACCÈDENT À UN FLUX AUDIO
DANS LES LIEUX PUBLICS.**



Récepteur Auracast.



usagers, former les équipes, rendre visible la présence de la technologie, accompagner les personnes qui ne parviennent pas à se connecter. Une technologie prometteuse peut devenir une source de frustration si elle n'est pas pensée dans une démarche globale d'accessibilité.

Enfin, Auracast n'élimine pas certains défis déjà connus du Wi-Fi : nécessité d'un environnement radio propre, risques de saturation dans certains lieux, et besoin de vérifier la couverture et la stabilité du signal dans des espaces complexes.

En résumé, Auracast est une innovation enthousiasmante, riche de possibilités nouvelles. Mais elle est encore loin d'être universelle. Elle doit être considérée, pour l'instant, comme un complément aux solutions existantes — et non comme un remplacement immédiat de la boucle magnétique.

**L'AVENIR DE L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE SERA PROBABLEMENT PLURIEL.
CE QUI COMPTE, C'EST LA CAPACITÉ À AVANCER SANS PRÉCIPITATION,
À EXPÉRIMENTER SANS RENONCER À L'INCLUSION, ET À ACCUEILLIR LES
INNOVATIONS SANS ABANDONNER TROP TÔT CE QUI FONCTIONNE DÉJÀ.**

CONCLUSION : COMMENT CHOISIR ET ANTICIPER L'AVENIR DE L'ACCESSIBILITÉ AUDITIVE ?

Après avoir exploré la boucle magnétique, les systèmes audio Wi-Fi et Auracast, une chose apparaît clairement : il n'existe pas aujourd'hui de technologie unique capable de répondre à tous les besoins d'accessibilité auditive. Chacune possède ses forces, ses limites, son contexte d'usage idéal et ses conditions de réussite. L'enjeu n'est donc pas de trouver « la meilleure technologie », mais d'adopter une stratégie cohérente, durable et véritablement inclusive.

La boucle magnétique reste la solution la plus fiable, universelle et immédiatement accessible. Elle permet à la grande majorité des personnes malentendantes d'accéder à un signal clair, sans latence, sans réglages complexes et sans dépendance aux équipements personnels.

Lorsqu'elle est installée et entretenue selon la norme, elle offre une qualité d'écoute remarquable. Son principal défi ne vient pas de la technologie elle-même, mais de la qualité des installations et du manque de maintenance dans certains lieux.

Les systèmes audio Wi-Fi offrent pour leur part une flexibilité incomparable, avec la possibilité de proposer plusieurs flux simultanés, des traductions, des audiodescriptions ou des contenus pédagogiques. Ils s'intègrent bien dans les environnements numériques modernes et répondent à certains besoins spécifiques, notamment dans les lieux culturels et les milieux universitaires. Mais ils reposent sur des prérequis techniques importants et sur la capacité des utilisateurs à manipuler une application sur smartphone. Cela introduit une variabilité d'usage difficile à maîtriser et un risque d'exclusion numérique.

Auracast, enfin, représente une perspective d'évolution : une technologie capable, à terme, de conjuguer la simplicité du Bluetooth avec la flexibilité du Wi-Fi. Mais son succès dépendra d'un facteur déterminant : le renouvellement massif des appareils personnels, notamment des aides auditives. Tant que cette compatibilité ne sera pas largement répandue, Auracast ne pourra pas être considéré comme une solution d'accessibilité principale. Son potentiel est réel, mais il s'inscrit dans un horizon de moyen à long terme.

Face à ces constats, la démarche la plus responsable consiste à penser l'accessibilité auditive comme un écosystème, et non comme un choix exclusif. Un lieu peut parfaitement combiner plusieurs solutions, selon les usages : boucle magnétique pour garantir l'accessibilité universelle, Wi-Fi pour proposer des flux multiples, Auracast en test pour anticiper l'avenir.

Ce modèle hybride permet d'assurer une continuité de service, d'accompagner les transitions technologiques et de ne jamais laisser une partie du public de côté.

L'accessibilité auditive n'est pas un simple sujet technique. C'est un engagement social, culturel et citoyen. Elle demande une vision globale : installation, maintenance, signalétique, formation des équipes, accompagnement des usagers, tests en conditions réelles. Une technologie performante ne vaut que par l'utilisation réelle qu'on en fait.

L'avenir de l'accessibilité auditive sera probablement pluriel. Ce qui compte, c'est la capacité à avancer sans précipitation, à expérimenter sans renoncer à l'inclusion, et à accueillir les innovations sans abandonner trop tôt ce qui fonctionne déjà.

En définitive, la question essentielle reste la même : comment garantir, aujourd'hui comme demain, que chaque personne puisse entendre, comprendre et participer pleinement ?

Les technologies évoluent, mais cet objectif demeure. ■





**AUDITION
CONSEIL**

l'art de bien s'entendre

CONSTRUISONS ENSEMBLE VOTRE RÉUSSITE

Rejoignez le 1^{er} réseau
d'audioprothésistes
indépendants



Déjà **320 centres engagés**
pour leurs patients



Un soutien opérationnel
facilitant votre quotidien



La notoriété d'une enseigne
nationale premium



Des outils exclusifs
générateurs d'activité



2026

PALMARÈS FRANCE **Capital**
MEILLEURES ENSEIGNES
QUALITÉ DE SERVICE
"Prothèses auditives"
avec statista

35 ans de conviction et d'excellence

— *Nous serons présents au 46^{ème} Congrès des Audioprothésistes* —

Palais des Congrès de Paris
du 19 au 20/03 2026



Stand D4

Prenez rendez-vous avec nos équipes



Sylvie SABATUCCI
Directrice de Réseau Audition Conseil
contact@auditionconseil.com

ARNAUD COEZ



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E. (PHARM.D, PH.D)

DIRECTEUR
SCIENTIFIQUE
AUDITIONSANTÉ

MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

IMPLANT COCHLÉAIRE ÉLECTRO-ACOUSTIQUE ET PROTHÈSE AUDITIVE CONTROLATÉRALE : BIMODALITÉ ET SYNCHRONISATION DE DISPOSITIFS MÉDICAUX DIFFÉRENTS.

Ce cas clinique est la continuité du cas clinique présenté lors de l'EPU2023 et publié dans le numéro 1 des cahiers de l'audition de 2024 : Classification des surdités de l'adulte et critères d'indication de l'implant cochléaire (Coez, 2024).

Mme JF est née en 1977. Sa perte d'audition a été diagnostiquée en 2012 (**Figure 1**). Elle n'éprouvait aucune gêne dans sa vie personnelle et professionnelle malgré une perte importante de l'audibilité des sons au-delà de 1kHz. Pourtant, la perception de ces fréquences est théoriquement supposée contribuer pour plus de 50% à l'intelligibilité de la parole (SSI). Or, l'audiométrie vocale dans le silence s'avère peu affectée (perte de 20 dB Hv) avec 100% d'intelligibilité pour un niveau de voix moyenne (45 dB Hv).

Malgré une indication théorique d'appareillage auditif fondée sur la seule audiométrie tonale liminaire, l'essai d'un appareillage auditif de type RIC s'est soldé par un échec. Néanmoins, l'accompagnement de la patiente a permis d'organiser une consultation génétique. Un test génétique a révélé la présence d'un gène de la surdité de type DFN B8, d'expression cochléaire. Le phénotype de ce gène se caractérise par une perte importante des fréquences aiguës en fonction de l'âge. En 2023, 11 ans plus tard, Mme JF a une perte d'audibilité des sons conforme à

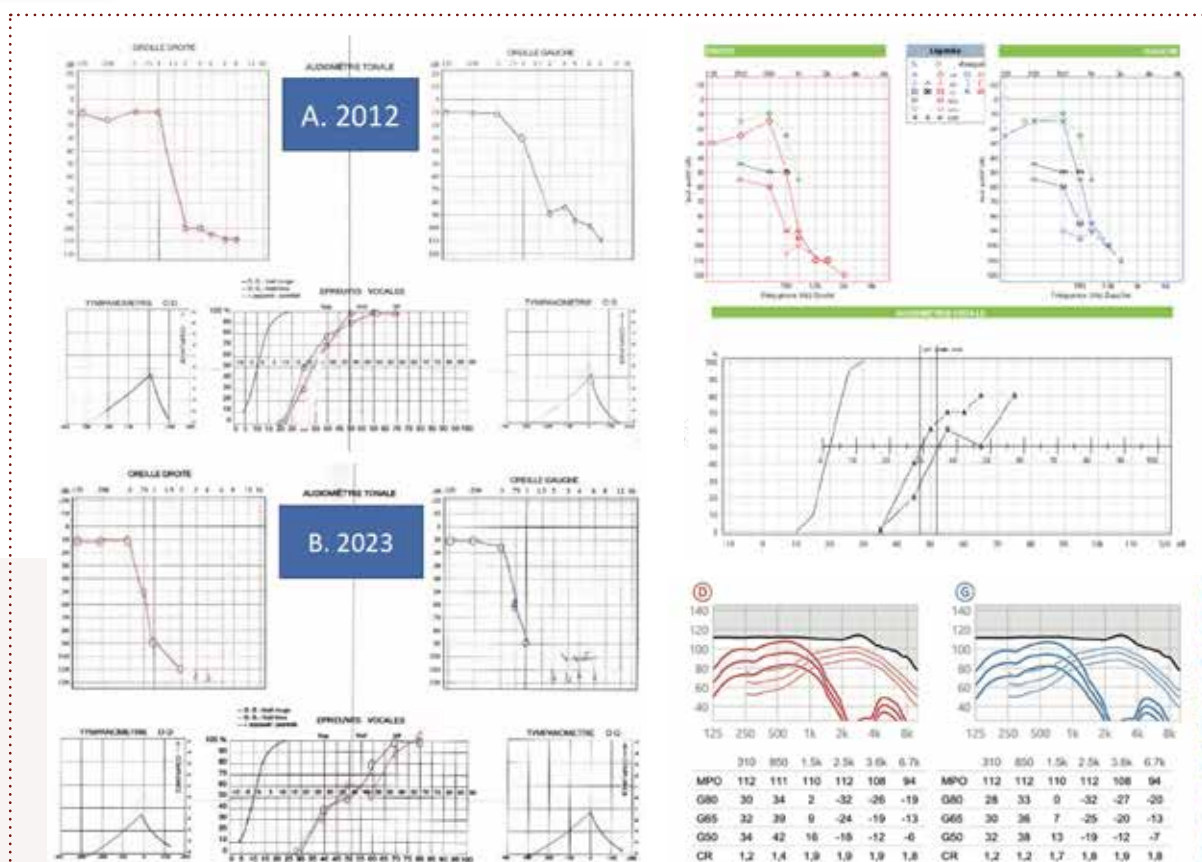


Figure 1 : Bilan audiométrique tonal et vocal de Mme JF (née en 1977) en 2012 (A) lors du diagnostic initial puis en 2023 (B) après un bilan génétique qui aura mis en évidence le diagnostic affiné de surdité génétique de type DFN B8. Le phénotype de ce gène se caractérise par une perte importante des fréquences aiguës en fonction de l'âge. (Weegerink, N.J.D., et al, 2011). Malgré un pronostic avec implant cochléaire décrit excellent, il a été décidé de réaliser un appareillage auditif conventionnel (voir CDAI, 2024) accompagné de séances d'orthophonie, d'un microphone déporté pour améliorer le rapport signal/bruit, et un aménagement du poste de travail (mi-temps thérapeutique). Cette stratégie a rendu plus acceptable la vie quotidienne familiale et professionnelle mais malgré tout au prix d'un effort jugé élevé. L'intelligibilité est au mieux de 70% (C), malgré un gain acoustique de 30 dB en deçà de 1 kHz (D) et une impossibilité technique de restituer une audibilité des sons aigus.

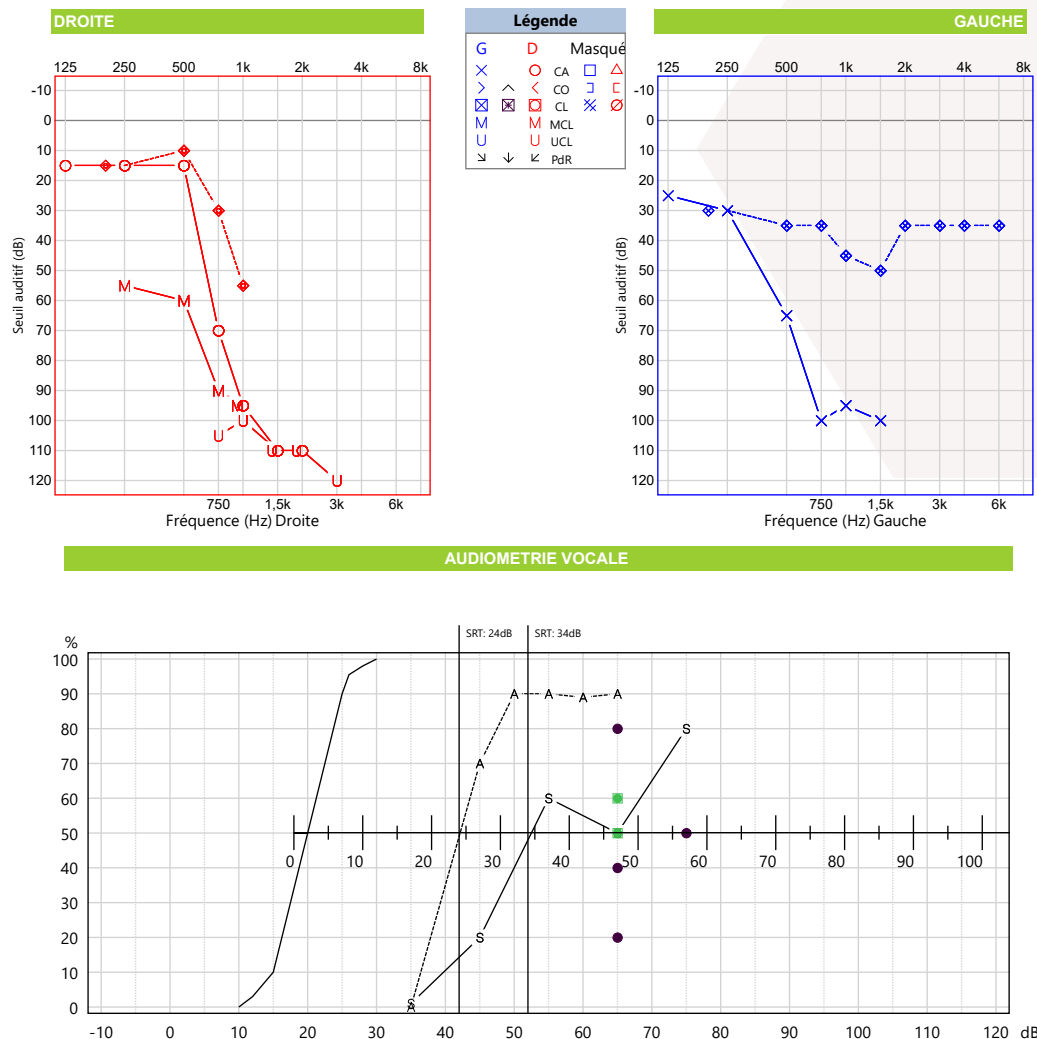


Figure 2 : À gauche, après implantation, l'audibilité mesurée au casque de la fréquence 750 Hz qui était à 55dB HL avant IC est de 95 dB HL après IC, le seuil d'audition à 500 Hz est passé de 15 à 65 dB HL, le 250 Hz de 15 à 25 dB HL, le seuil à 125 Hz demeurant à 25 dB HL. Le porte électrode s'enroulant sur un tour et demi de la cochlée ne semble pas impacter la perception des sons les plus graves (125 Hz et 250 Hz). Le processeur de l'implant cochléaire permet un codage des fréquences 200 Hz à 7000 Hz. Cette audibilité restaurée permet une amélioration de l'intelligibilité à un niveau de voix moyen de 40% par rapport à l'appareillage conventionnel avec une intelligibilité maximale à 2 mois après implantation de 90%. Avec la stimulation par l'implant seul, la qualité du son est jugée très métallique mais est tolérée du fait du moindre effort à fournir pour accéder à l'intelligibilité de la parole.

ce qui est décrit dans la littérature (Weegerink, N.J.D., 2011). Dans cette publication, le pronostic d'une implantation cochléaire est décrit comme excellent. Il a été décidé de tenter au préalable un appareillage auditif conventionnel comprenant un microphone déporté pour améliorer le rapport signal/bruit dans les réunions professionnelles. Une prescription pour des séances d'orthophonie a été établie afin de perfectionner la lecture labiale. Par ailleurs, un aménagement du poste de travail (mi-temps thérapeutique) a été sollicité. Cette stratégie a permis de rendre plus acceptable la vie quotidienne familiale et professionnelle mais malgré tout au prix d'un effort jugé encore élevé par la patiente (Coez, 2024).

En 2025, deux ans après, cet appareillage est porté plus de 12 heures par jour. Il aura permis une amélioration de l'audibilité des fréquences en deçà de 1 kHz, une optimisation de l'intelligibilité à un niveau de voix moyen dans le calme (score de 70% à voix moyenne), une amélioration de l'audibilité du signal de parole dans le bruit par un traitement de plus en plus performant du

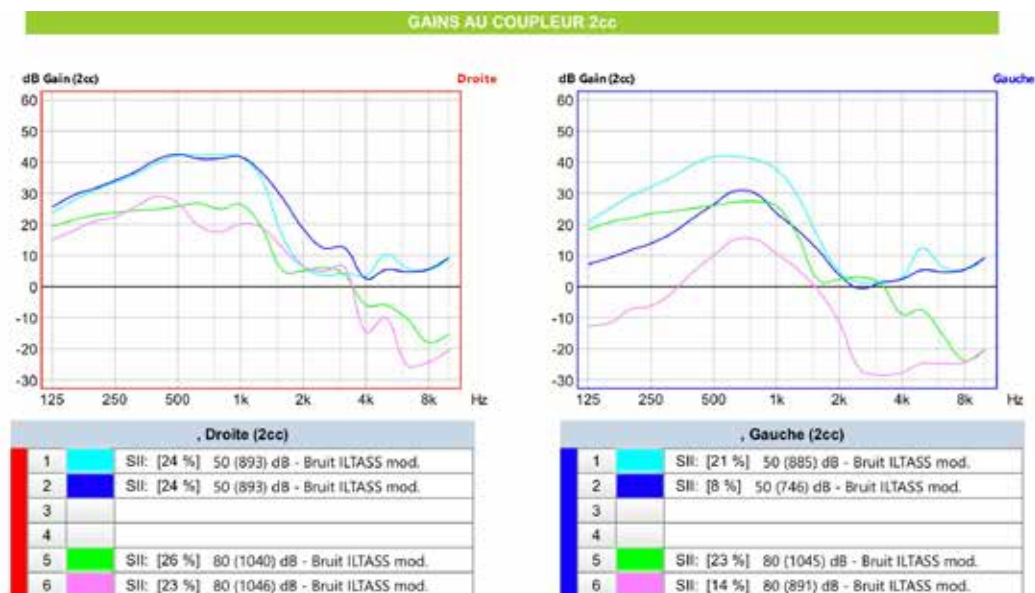
signal utile par les aides auditives (réducteur de bruit, microphones directionnels, modifications automatiques en fonction de l'analyse de la scène auditive) et le microphone déporté (captation du signal sonore d'intérêt à la source).

Cette phase d'appareillage conventionnelle aura permis d'évaluer la capacité de Mme JF à accepter et à s'adapter à un appareillage auditif. Elle aura montré des capacités à utiliser cette information sonore nouvelle qui l'aide à compenser efficacement son manque d'audibilité des fréquences aiguës. C'est aussi un moyen de faire prendre conscience à l'ensemble des intervenants des limites de l'appareillage conventionnel (impossibilité de faire percevoir des sons aigus) et de poser définitivement l'indication d'une implantation cochléaire. Effectivement, l'implant cochléaire apparaît la seule solution en l'état actuel de nos connaissances pour restituer une audibilité des sons aigus, d'autant plus qu'au cours de ces deux dernières années sa perte d'audition a continué de progresser et continuera d'évoluer en sa défaveur.

CAS CLINIQUE

SYNCHRONISATION PROTHÈSE-IMPLANT

Figure 3 : Afin d'améliorer la qualité de la perception, il est décidé d'utiliser les possibilités de coupler la stimulation électrique par une stimulation acoustique des fréquences 125 et 250 Hz qui apporte une qualité plus 'naturelle' des sons nouvellement perçus. Tout l'art, consiste à apporter un gain acoustique au moins comparable à celui apporté par la prothèse controlatérale à ces fréquences soit environ 35 dB pour les niveaux faibles. Or, le gain apporté par la partie acoustique de l'implant à 250 Hz mesuré au coupleur 2 cc est de 15 dB de gain (courbe bleue marine) au lieu des 30 dB fournis par la prothèse auditive conventionnelle (courbe bleue clair) pour un son de 50 dB SPL et de 8 dB au lieu de 25 dB à 125 Hz. Le gain de la partie acoustique de l'implant doit être augmenté pour être comparable à ce à quoi Mme LF est habituée à gauche et à droite, afin de rétablir un équilibre de niveau sonore à ces deux fréquences.



Malgré des années d'adaptation à une perception d'un champ auditif réduit, le caractère évolutif de cette perte d'audition laisse supposer que jeune, Mme JF a eu accès à cette information. Elle devrait donc être capable d'utiliser cette information dans les aigus ce qui laisse espérer un accès facilité à l'intelligibilité de la parole et à une amélioration notable de sa qualité de vie. Le côté d'implantation (gauche) a été choisi car le plus atteint à ce jour. L'opération a permis de mettre en place un porte électrode AB® avec une relative bonne conservation de certaines fréquences (125 et 250 Hz) et une aggravation de la perte sur les fréquences au-delà de 500 Hz : l'audibilité de la fréquence 750 Hz qui était à 55dB HL avant IC est de 95 dB HL après IC, le seuil d'audition à 500 Hz est passé de 15 à 65 dB HL, le 250 Hz de 15 à 25 dB, le seuil à 125 Hz demeurant à 25 dB HL. Le porte électrode s'enroulant sur un tour et demi de la cochlée ne semble pas impacter la perception des sons les plus graves (125 Hz et 250 Hz). Les fréquences 500 Hz et 750 Hz à ce même test sont davantage impactées sans que l'on sache si cela est dû à la présence d'un solide (porte électrode) qui limite mécaniquement la physiologie de la cochlée et/ ou s'il est dû à une lésion de l'organe de Corti.

Le processeur de l'implant cochléaire permet un codage des fréquences 200 Hz à 7000 Hz. Cette audibilité restaurée permet une amélioration de l'intelligibilité à un niveau de voix moyen de 40% par rapport à l'appareillage conventionnel. L'intelligibilité maximale à 2 mois après implantation est de 90% alors qu'elle était de 70 % auparavant. Avec la stimulation par implant seul, la qualité du son est jugée métallique mais est tolérée du fait du moindre effort à fournir pour accéder à l'intelligibilité de la parole.

Afin d'améliorer la qualité de la perception sonore, il est décidé d'utiliser les possibilités de coupler la stimulation électrique par une stimulation

acoustique des fréquences 125 et 250 Hz qui apporte une qualité plus 'naturelle' des sons nouvellement perçus.

Tout l'art, consiste à apporter un gain acoustique au moins comparable à celui apporté par la prothèse controlatérale à ces fréquences soit environ 35 dB pour les niveaux faibles.

La difficulté réside dans le fait que le processeur électrique et acoustique de l'implant cochléaire est ajusté à l'hôpital alors que la prothèse auditive controlatérale est ajustée en ville par un audioprothésiste. L'échange d'informations entre praticiens devient dès lors indispensable. Effectivement, le réglage de l'aide auditive droite à laquelle Mme JF est habituée est très différent du réglage théorique pré-calculé par le logiciel de réglage du fabricant d'aide auditive. De même le réglage 'acoustique' du processeur de l'implant cochléaire à partir des seuls seuils audiométriques mesurés est très éloigné du gain auquel est habitué Mme JF. De plus un appareillage 'ouvert' comparable à sa prothèse doit être envisagé.

Conformément au calcul théorique réalisé par le logiciel de programmation de l'implant cochléaire, le gain acoustique apporté par la partie acoustique de l'implant mesuré sur un coupleur 2 cc (en ville) est insuffisant par rapport au gain auquel Mme JF était habituée.

Ainsi, le gain acoustique mesuré est de 15 dB à 250 Hz au lieu des 30 dB de son ancienne aide auditive conventionnelle et de 8 dB à 125 Hz au lieu des 25 dB auparavant. En l'absence de possibilités de réaliser des mesures au coupleur 2 cc à l'hôpital, les paramètres de réglage pour les niveaux faibles, moyens et forts de la prothèse auditive conventionnelle sont transmis afin de faciliter le paramétrage de façon comparable du processeur de l'implant.

Mme JF était équipée initialement de prothèses auditives Audeo® de Phonak®. Son implant cochléaire de la marque AB® est conçu pour pouvoir fonctionner avec une prothèse auditive contour d'oreille Phonak Naida Link M ® qui est fournie gracieusement par le fabricant en remplacement de son Phonak Audeo ®. Pour conserver les caractéristiques de l'appareillage 'ouvert' des 'Audeo ®', il est décidé de ne pas prendre l'empreinte de l'oreille pour réaliser un embout mais d'adapter en sortie d'écouteur un tube 'fin' sur lequel peut être adapté un dôme ouvert. Le logiciel Target® de programmation de l'aide auditive permet de réaliser une conversion des paramètres de réglage pour tenir compte des modifications physiques apportées (l'écouteur n'est plus dans le conduit auditif externe, le son étant acheminé dans le CAE par un tube). Malgré tout, des ajustements sont nécessaires pour retrouver les sensations comparables produites par des sons faibles, moyens ou forts à celles de l'appareillage Audeo ® précédent. On notera que les paramètres de réglages sont très différents de ceux proposés par le logiciel. Cette matrice de réglage est remise au patient afin d'être transmise

au régleur de l'hôpital qui pourra s'en inspirer pour régler la partie acoustique de l'implant.

Par ailleurs, le fabricant d'implant cochléaire a parfaitement intégré la recommandation du BIAP qui stipule que le microphone déporté sans fil fait partie intégrante de l'appareillage auditif proposé. Ce microphone (Roger® Phonak®) est donc délivré gracieusement aux patients qui en font la demande.

L'implantation cochléaire ayant eu lieu en choisissant un matériel AB, la prothèse auditive controlatérale ne peut être que Phonak ® pour permettre des échanges d'informations entre les deux systèmes qui ont été conçus pour fonctionner ensemble (Un matériel Cochlear ® aurait demandé une prothèse GN Resound ®, Un matériel Medel ® une prothèse auditive équipée d'une bobine (T)).

Cette inter-opérabilité entre les deux dispositifs médicaux est indispensable pour pouvoir permettre une connexion avec les téléphones portables, les tablettes, les dispositifs électroniques munis de la fonction bluetooth. Ainsi le patient pourra percevoir le son de ses appareils 'audio' par ses deux oreilles (droite et gauche).



Solution d'audiométrie digitale

Analyse Spectrale

Vocale dans le bruit

Correction en fréquence

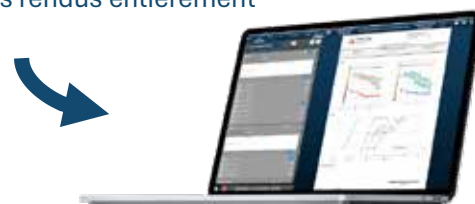
Masquage Automatique

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



Figure 4 : Mme JF était équipée de prothèses auditives Audeo® de phonak® (réglages figure 1D). Son implant cochléaire de la marque AB® est conçu pour pouvoir fonctionner avec une prothèse auditive contour d'oreille Phonak Naida Link M® qui est fournie gracieusement par le fabricant en remplacement de son Audeo®. Des ajustements sont nécessaires pour retrouver les sensations comparables à celles de l'appareillage audeo précédent produites par des sons faibles, moyens ou forts. On notera que les paramètres de réglages sont très différents de ceux proposés par le logiciel. Cette matrice de réglage est remise au patient afin d'être transmise au régleur de l'hôpital qui pourra s'en inspirer par régler la partie acoustique de l'implant.



CONCLUSION

STIMULATION BIMODALE : ADAPTATION D'UNE AIDE AUDITIVE EN COMBINAISON AVEC UN IMPLANT COCHLÉAIRE

Le principal défi de l'adaptation bimodale consiste à obtenir une interaction binaurale, car sans cela, les deux oreilles agissent comme deux récepteurs presque indépendants.

Les dimensions acoustiques interdépendantes (fréquence, latence et niveau) doivent être prises en compte. Une réduction du décalage interaural en termes de niveau, fréquence et de latence améliore la fusion binaurale. Afin d'y parvenir les fabricants développent des aides auditives conçues pour fonctionner avec le processeur de l'implant controlatéral.

À ce jour, en France, les deux appareils (aide auditive + implant cochléaire) ne sont souvent pas adaptés ensemble par la même personne, au même endroit et au même moment ce qui ne facilite pas la résolution des problèmes de synchronisation. Certains pays ont réussi à surmonter cet obstacle. ■

BIBLIOGRAPHIE

Coez A, 2024. Classification des surdités de l'adulte et critères d'indication de l'implant cochléaire, Les Cahiers de l'audition, 1, 39-41

<https://www.college-nat-audio.fr/wp-content/uploads/2024/08/CDA-N%C2%B01-Janvier-Fevrier-2024-.pdf>

BIAP Use of Hearing Assistive Technology Systems (HATS) REC 06.16/07.07. <https://www.biap.org/de/recommendations/recommendations/tc-06-hearing-aids/228-rec-06-16-07-7-en-management-of-hearing-assistive-technology/file>

Norme ANSI S3.5 – 1997 Table complète des bandes SII (21 bandes de 1/3 d'octave) [https://webstore.ansi.org/preview-pages/ASA/preview_ANSI+S3.5-1997+\(R2002\).pdf?srsltid=AfmBOopDDjHm8QONNR-5crqWAlYEMRSaVGSZQliBKLiwpWJynuCcVIOh](https://webstore.ansi.org/preview-pages/ASA/preview_ANSI+S3.5-1997+(R2002).pdf?srsltid=AfmBOopDDjHm8QONNR-5crqWAlYEMRSaVGSZQliBKLiwpWJynuCcVIOh)

Weegerink, N.J.D., Schraders, M., Oostrik, J., Huygen, P.L.M., Strom, T.M., Granneman, S., Pennings, R.J.E., Venselaar, H., Hoefsloot, L.H., Elting, M., Cremers, C.W.R.J., Admiraal, R.J.C., Kremer, H., Kunst, H.P.M., 2011. Genotype-phenotype correlation in DFNB8/10 families with TMRSS3 mutations. J. Assoc. Res. Otolaryngol. JARO 12, 753–766. <https://doi.org/10.1007/s10162-011-0282-3>



46^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

19 & 20 Mars 2026 - Paris

PALAIS DES CONGRÈS

**Enjeux
du secteur
Actualités
du métier**

**Débats
Tables rondes
politiques et
institutionnelles**

**Programme
Assistant.e.s**

Organisation



Télécharger l'application mobile du congrès



congresdesaudios.org

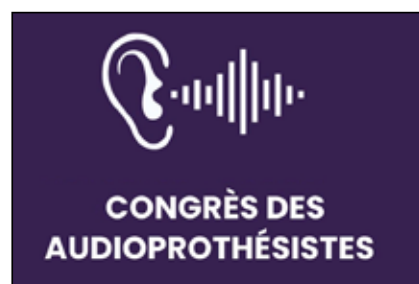
Inscrivez-vous au congrès dès à présent



46^{ÈME} CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

19 ET 20 MARS 2026

PALAIS DES CONGRÈS 2 PLACE DE LA PORTE
MAILLOT, PARIS, FRANCE



PROGRAMME SALLE PLÉNIÈRE

Jeudi 19 mars 10h00 – 12h05 :

09h15 : Inauguration du Congrès.

09h30 : Discours d'ouverture

10h00 – 11h00 : Table ronde : Bien vieillir / Bien entendre pour bien vieillir : reconnaître et valoriser la compensation du déficit auditif.

11h05 – 12h05 : Table ronde : Financiarisation / Solvabilité et financiarisation du secteur : comment conjuguer croissance économique et qualité des soins ? Rente / L'audioprothésiste est-il un rentier ? Réalités du marché dans le contexte du 100% santé.

Jeudi 19 mars 13h30 – 19h00 :

13h30 – 14h30 : Table ronde : L'aide auditive et l'audioprothésiste en 2030. Les possibles évolutions, les nouvelles compétences, le parcours de soin.

14h40 – 15h10 : Appareillage hors centre Concept du « aller vers », expérimentations article 51 ?

15h15 – 15h45 : Pause

15h45 – 16h15 : Les Apporteurs d'affaires. Légitimité, légalité, utilité.

16h20 – 16h50 : Télé-consultation, ORL & téléprescription, législation, intérêt et dangers, garde-fous.

16h50 – 17h00 : Pause

17h00 – 19h00 : Conseil d'administration du SDA

Vendredi 09h30 – 12h45 :

9h30 – 10h00 : Actualités de la FNEA.

10h05 – 10h35 : Les oubliés du 100% Santé, évolution de la nomenclature (technique) et des nouveaux actes (audiométrie sur prescription) ?

10h35 – 11h05 : Pause

11h05 – 11h35 : Evolutions et prévisions du marché à l'horizon 2030.

11h40 – 12h10 : Compérage, loi anti-cadeaux et transparence Santé Relations audio/ ORL, audio/étudiant, audio/fabricants.

12h15 – 12h45 : Le test dans le bruit lors de l'indication pour une prescription.

Vendredi 20 mars 13h30 – 17h30 :

Demi-journée organisée par la société scientifique d'Audioprothèse

17h30 : Remise du prix des stands

PROGRAMME SALLE ASSISTANT.E.S

Vendredi 20 mars 09h00 – 12h35 :

9h00 – 10h00 : Présentation des 2 formations d'assistantes.

10h05 – 10h35 : Quelle est la place de l'assistant en audioprothèse dans l'effectif d'un établissement d'audioprothèse ? (Rôle du binôme audio-assist, capitalisation du salarié, montée en compétences).

10h35 – 11h00 : Pause

11h00 – 11h30 : Assistant, administration & techniques. Faut-il des spécialités, deux formations différentes ?

11h35 – 12h35 : Table Ronde : Les logiciels métiers. Audio/assistant qui fait quoi ?

Vendredi 20 mars 13h30 – 17h45 :

13h30 – 14h00 : Formation des assistants. Formation initiale, alternances, VAP, VAE. Les aides.

14h05 – 15h05 : Table ronde : La vente additionnelle, assurance, accessoires, consommables. Opportunités de relai de croissance, ou nécessité pour une bonne prise en charge du patient.

15h05 – 15h30 : Pause

15h30 – 16h00 : Comment réussir le recrutement de l'assistant audioprothèse ?

16h05 – 16h35 : Les responsabilités de l'audioprothésiste, de l'assistant et celles de leurs employeurs.

16h40 – 17h10 : Prise en charge du patient : se former pour mieux répondre à leurs besoins.

17h15 – 17h45 : Et si l'assistant en audioprothèse devenait un atout majeur de développement de l'établissement d'audioprothèse ?

DPC ET FORMATIONS

Formations DPC par la société Audio-formée - 2 salles de 27 & 31 places le jeudi & le vendredi :

Formations DPC par Nextstep-Academy - 1 salle 34 places le jeudi & le vendredi :

PRÉSENTATIONS ET ENTRETIENS D'EMBAUCHE ORGANISÉS PAR LA FNEA

Les jeudi et vendredi, au sein de l'exposition, un espace recrutement (capacité = 30 places) sera dédié aux présentations et aux entretiens d'embauche pour les demandeurs d'emploi et les étudiants recherchant un stage ou un contrat en alternance.

RENSEIGNEMENTS :

[HTTPS://WWW.CONGRESDESAUDIOS.ORG/](https://www.congresdesaudios.org/)



FORMATIONS 2026

16 ET 17 MARS 2026

**Dépistage ultra-précoce des
nourissons sourds à risque de Trouble
Neurodéveloppemental**

OBJECTIFS :

Les troubles neuro-développementaux peuvent venir compliquer certains types de surdités infantiles et leurs prises en charge. Toutefois la connaissance scientifique et clinique des TND en pleine évolution permet aujourd'hui de beaucoup mieux repérer les tous premiers signes précurseurs de l'installation d'un TND, y compris chez les bébés sourds. Ce dépistage ultra-précoce est essentiel car il ouvre la possibilité d'une prise en soins spécifiques complémentaires aux soins classiques pour empêcher l'installation d'un TND ou en diminuer son impact sur le développement cognitif et socio-affectif de l'enfant.

Les objectifs de cette formation au dépistage des TND en situation de surdité sont :

- Bien comprendre toutes les intrications des tableaux cliniques et les facteurs de risques,
- Reprendre toutes les étapes du dépistage et les perspectives thérapeutiques.

INTERVENANTES :

Dr Claire FAVROT-MEUNIER, pédopsychiatre, psychanalyste, Unité Thérapeutique Enfance et Surdité (UTES)

Caroline REBICHON, psychologue clinicienne, Service ORL, Hôpital Necker – Paris

Pr Natalie LOUNDON, Médecin ORL, PUPH, Hôpital Necker – Paris

Charlotte RAFFAITIN, orthophoniste, Hôpital Necker - Paris

Muriel CHAUVET, psychomotricienne – Paris

LIEU :

Halle Pajol
20 Esplanade Nathalie Sarraute
75018 Paris

À chaque utilisateur
son innovation **signia**



N°1 dans les
CONVERSATIONS*



Styletto™
Le distingué



Insio™ C&G
Le sur-mesure



Motion™ C&G
Le puissant



Active Pro
L'actif



Pure™ C&G
Le connecté



Silk™ C&G
L'invisible



signia



Parce que l'audition ne doit pas
être un frein au partage...



Vos partenaires pour
rendre les lieux accessibles
aux malentendants



BOUCLEMAGNETIQUE.FR

1, rue de la tour carrée
95470 SAINT-WITZ
01.30.35.92.66
06.83.84.03.64
www.bouclemagnetique.fr



Roissypôle - Bâtiment Aéronef
5, rue de Copenhague BP 13918
95731 Roissy CDG Cedex
01 30 35 92 66
www.vox-illud.fr