

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 39

N°4 - 2026

MÉTIER ET TECHNIQUE

Mécanismes physiologiques
de la conduction osseuse
et intérêt clinique

RECHERCHE CLINIQUE

Mise au point et validation
d'un test de discrimination
du timbre chez le presbycousique

SOCIÉTÉ SCIENTIFIQUE D'AUDIOPROTHÈSE

État d'avancement du groupe de travail
" Compte rendu audioprothétique "

LE DOSSIER

AUDITION ET COGNITION 1^{ÈRE} PARTIE

VEILLE TECHNIQUE

ÉTUDES CLINIQUES ET PERFORMANCES DES AIDES AUDITIVES
WIDEX ALLURE™

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.

” Je suis audioprothésiste diplômé de l'école de Montpellier depuis 2016. Après plusieurs expériences en grandes enseignes de l'audition et de l'optique-audio, j'ai rejoint SoluSons afin d'évoluer dans une structure à taille humaine. Ce que j'apprécie particulièrement chez SoluSons, c'est le temps que je peux consacrer à chaque patient ainsi que la liberté d'exercer mon métier selon mes propres méthodes de travail. J'accompagne également des personnes souffrant d'acouphènes, de gêne auditive ou ayant besoin de protections auditives. Mes expériences marquantes restent mes premiers appareillages d'enfants. N'étant pas spécialisé en pédiatrie, j'ai pu être accompagné par une collègue, qui m'a aidé à distance en dehors de nos heures de travail. Cette solidarité illustre parfaitement l'esprit d'entraide de l'entreprise.

L'une de mes plus belles expériences professionnelles concerne un patient de 90 ans atteint d'hyperacousie et d'acouphènes. Après plusieurs mois d'accompagnement et d'ajustements, il m'a confié un jour : « Vous avez vu ? Je garde mes appareils même à l'extérieur ! ». Ce type de moment donne tout son sens à mon métier. Si je devais m'adresser à quelqu'un qui hésite à rejoindre l'entreprise, je lui dirais simplement : si vous souhaitez exercer votre métier avec liberté, dans une équipe soudée et avec pour priorité le bien-être des patients, alors vous êtes au bon endroit.

Nicolas Janin, audioprothésiste D.E
depuis 3 ans chez SoluSons

CONTACTEZ-NOUS

Alexandre Delecourt

Responsable des ventes et responsable de zone

alexandre.delecourt@solusons.fr

06 50 78 63 88



www.linkedin.com/company/solusonss/



www.solusons.fr



www.facebook.com/solusons/

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

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

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

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

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

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

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

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

Dépôt Légal à date de parution

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 39
N°4 - 2026

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 Matthieu DEL RIO

EDITORIAL

- 5 Paul AVAN

DOSSIER : AUDITION ET COGNITION (1^{ÈRE} PARTIE)

- 6 Lien entre perte auditive et troubles cognitifs
Dr Xavier PERROT
- 15 L'influence de la structure prévisible sur
les seuils auditifs : vers un changement de paradigme
en audiologie ?
Luc ARNAL
- 18 De l'évolution de l'oreille interne à la médecine de
précision : comprendre les mécanismes des pertes
auditives pour mieux traiter les surdités
Aziz EL-AMRAOUI
- 23 Cas clinique : Correction des hautes fréquences et leur
tolérance chez des patients malentendants appareillés
Elsa LEGRIS
- 26 Comment optimiser la performance des appareils
auditifs en milieu bruyant ?
Benjamin CHAIX

RECHERCHE CLINIQUE

- 29 Mise au point et validation d'un test de discrimination
du timbre chez le presbycousique
Quentin LACLEF, Morgan POTIER

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 36 Mécanismes physiologiques
de la conduction osseuse et intérêt clinique
Fabien SELDRAN

VEILLE TECHNIQUE

- 42 1 an avec Widex Allure : les évidences cliniques

SOCIÉTÉ SCIENTIFIQUE D'AUDIOPROTHÈSE (SSA)

- 46 État d'avancement du groupe de travail
"Compte rendu audioprothétique"
Arnaud COEZ

ACTUALITÉS

PHONAK

Festival Tour

14 septembre au 1^{er} octobre 2026



Découvrez une innovation technologique qui transformera durablement l'expérience auditive de vos patients.

LILLE - 14/09 | PARIS - 15/09 | NANTES - 21/09 | BORDEAUX - 22/09

TOULOUSE - 23/09 | MONTPELLIER - 24/09 | STRASBOURG - 28/09

LYON - 30/09 | AIX-EN-PROVENCE - 01/10



Inscrivez-vous !

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 39
N°4 - 2026

LE MOT DU PRÉSIDENT



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

FAIRE GRANDIR NOTRE MÉTIER, AU SERVICE DES PATIENTS

Chers collégiens, chers confrères, chers étudiants,

C'est avec plaisir que je vous retrouve pour cette nouvelle édition des Cahiers de l'Audition. Ce numéro illustre combien notre métier a évolué, en responsabilité comme en exigence, en s'inscrivant désormais dans une approche plus large de l'audition, de la communication et de la qualité de vie.

Ce Cahier rappelle que comprendre l'audition ne se réduit plus à un audiogramme et suppose de prendre en compte la perception dans le bruit, la discrimination des sons et les stratégies d'adaptation du patient, souvent implicites. Cette complexité fait la force de notre profession, qui conjugue précision technique et attention à la personne. C'est dans cette polyvalence que se joue réellement la réussite de l'appareillage et que se mesure le professionnalisme de l'audioprothésiste, faisant la différence entre une prestation et une véritable prise en charge.

Le dossier consacré au lien entre audition et cognition mérite une attention particulière. La perte auditive s'inscrit souvent dans le vieillissement, avec des répercussions qui dépassent la seule sphère auditive. La qualité de l'écoute est déterminante pour la communication, l'isolement, la fatigue et l'adhésion aux soins chez les personnes âgées.

Dans ce contexte, le rôle du Collège est appelé à devenir encore plus structurant. Nous avons besoin d'une organisation capable de faire reconnaître pleinement la place de l'audioprothésiste comme professionnel de santé à part entière, appelé à exercer des responsabilités toujours plus importantes au service d'une prise en charge plus complète.

C'est le sens de la dynamique engagée par le Collège qui poursuit sa structuration pour accompagner son développement. La création récente d'un poste de délégué général s'inscrit dans cette logique : elle doit soutenir l'action des membres et donner plus de souffle aux initiatives que nous portons.

Je retiens de ce numéro que notre métier a de l'avenir parce qu'il sait évoluer sans renier ce qui fait sa force. La formation, le partage des bonnes pratiques et l'innovation sont les conditions concrètes de notre crédibilité. À nous de les faire vivre.

Je vous souhaite à toutes et à tous une excellente lecture de ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition.

Matthieu DEL RIO

Le partenaire de confiance pour vous et vos patients



DES EXPERTS DE L'AUDITION À VOS CÔTÉS

Nous partageons avec vous une conviction forte :
**une meilleure audition peut transformer
la vie d'un patient.**

C'est pourquoi chez AuditionSanté, nous avons toujours
placé la **qualité de la prise en charge auditive**
au cœur de **notre mission**.

Grâce à notre appartenance au **groupe Sonova**,
leader mondial des **solutions auditives innovantes**,
nous pouvons proposer à vos patients les technologies
les plus avancées, via un portefeuille complet de marques
(Advanced Bionics, Phonak, Hansaton...), tout en leur
garantissant **un accompagnement personnalisé
et humain** à chaque étape de leur parcours de soin.

+ de **25** ans d'expertise

+ de **150** audioprothésistes

Près de **300** centres auditifs

Solutions auditives
innovante



Pour retrouver nos actualités :

Rendez-vous sur : www.auditionsante.fr/espace-medecin-ori/

Contactez-nous : relationsmedicales@auditionsante.fr

AuditionSanté



LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 39
N°4 - 2026

ÉDITORIAL



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

Les liens entre cognition et audition sont un thème revenu au premier plan avec la découverte de liens statistiques entre perte auditive non appareillée et déclin cognitif, études auxquelles les équipes de Frank Lin aux USA et Hélène Amiéva en France ont largement contribué. Le dossier de ce numéro est donc légitimement consacré à diverses facettes des relations entre les deux notions. Il est introduit par Xavier Perrot que nos lecteurs connaissent depuis longtemps pour ses contributions érudites à la connaissance de l'audition centrale. Il énumère avec le soin qu'elles méritent les quatre questions non résolues et les quatre pistes de recherche qu'elles imposent avant toute conclusion hâtive. Une autre dimension de la cognition auditive est sa capacité à entraîner des biais lors de tests audiométriques, un écueil connu et évité plus ou moins efficacement depuis des décennies. Luc Arnal détaille comment émergent des paradigmes basés sur l'imprévisibilité pour le

patient, pilotés par algorithmes automatisés, et comment ils améliorent la fiabilité des résultats.

Organes périphériques auditifs et circuits cérébraux ont co-évolué avec une étroite interdépendance. Pour chaque espèce, l'émergence d'un mécanisme périphérique nouveau conférait un avantage sélectif lorsque le cerveau auditif était capable de l'exploiter à l'avantage des individus porteurs. Aziz el Amraoui nous explique pourquoi il est essentiel de garder à l'esprit comment l'évolution a sculpté l'audition. La connaissance de ces mécanismes permettra une audiology de précision orientée vers de meilleures interventions personnalisées. Une des évolutions marquantes de l'audition a été la course aux hautes fréquences, il n'est donc pas étonnant que leur perte entraîne des conséquences dommageables. C'est l'article d'Elsa Legris qui développe comment leur appareillage mérite un soin particulier. La résistance des performances en milieux bruyants est une autre exigence que l'évolution a perfectionnée, et c'est Benjamin Chaix qui nous explique les défis de l'optimisation des performances audioprothétiques dans ces circonstances, la pierre angulaire de la satisfaction des patients appareillés.

La bonne analyse des timbres a certainement bénéficié de l'évolution, tant l'identification d'un timbre sonore contribue à la reconnaissance efficace de la source de son. Hélas, les bases périphériques et centrales de cette reconnaissance sont encore très peu connues, et le praticien en est réduit à des tentatives aussi empiriques que méticuleuses. Le patient est-il mélomane ? La prise en compte de ses besoins esthétiques mérite-t-elle le temps nécessaire à améliorer un aspect somme toute marginal... enfin, pour le praticien négligent, mais pas pour le patient ? Quentin Laclef et Morgan Potier, en explorateurs défricheurs, nous montrent comment on peut espérer cheminer vers des protocoles efficaces de ce point de vue.

Mais le métier n'est pas fait que de nouvelles thématiques : les bases ancestrales de l'audiologie conservent leurs arcanes, à maîtriser si on veut être un bon audiologiste. Fabien Seldran dissèque pour nous, fort utilement, les secrets de la conduction osseuse. Celle-ci est riche de mystères apparents qui s'évanouissent quand on en met à plat la complexité. Il a fallu Minor pour nous faire réfléchir au faux paradoxe des fausses surdités de transmission. Les écouteurs à conduction osseuse, désormais omniprésents dans la rue, fournissent un nouveau cadre qui doit allumer notre curiosité. De belles pistes de réflexion pour nos lecteurs lors des chaudes soirées d'été...

DR XAVIER PERROT



LYON 1 UNIVERSITÉ
CLAUDE BERNARD,
HOSPICES CIVILS
DE LYON, CENTRE
DE RECHERCHE EN
NEUROSCIENCES
DE LYON
SERVICE
D'AUDIOLOGIE ET
EXPLORATIONS
OTONEUROLOGIQUES
HÔPITAL EDOUARD
HERRIOT
PAVILLON U
5, PLACE
D'ARSONVAL
69437 LYON
CEDEX 03
E-MAIL :
XAVIER.PERROT@
CHU-LYON.FR

LIEN ENTRE PERTE AUDITIVE ET TROUBLES COGNITIFS

Les relations entre perte auditive et troubles cognitifs sont un domaine de recherche en constant développement. L'intérêt de la communauté pour cette thématique est essentiellement lié à deux facteurs : d'une part, l'impact majeur de la surdité et de la démence en termes de santé publique ; d'autre part, les perspectives thérapeutiques d'effet cognitif bénéfique d'une prise en charge audioprothétique du sujet malentendant. Dans cet article de synthèse, nous nous limiterons aux liens entre troubles auditifs liés à l'âge et troubles cognitifs, en laissant de côté les aspects neuro-développementaux et psycho-cognitifs de la surdité infantile et du sujet jeune. Nous présenterons tout d'abord des données générales sur l'audition, la cognition et le vieillissement, qui sont nécessaires à la bonne compréhension du sujet traité. Nous aborderons ensuite les liens potentiels entre surdité, troubles cognitifs et démence, en nous appuyant sur des revues systématiques et les résultats de méta-analyses et d'essais cliniques récents. Enfin, nous concluons en évoquant les pistes de recherche actuelles et futures, et les questions restant à explorer dans ce domaine.

1. DONNÉES GÉNÉRALES SUR L'AUDITION, LA COGNITION ET LE VIEILLISSEMENT

Le traitement de l'information auditive mobilise des processus sensoriels, perceptifs et cognitifs, sur lesquels le vieillissement est susceptible d'agir.

1.1. LIENS ENTRE AUDITION ET COGNITION

La perception auditive permet à une personne normoentendante d'appréhender son environnement sonore à partir des informations recueillies par ses oreilles. En condition physiologique de fonctionnement normal, elle est étroitement liée aux processus cognitifs.

1.1.1. CERVEAU AUDITIF - CERVEAU COGNITIF

L'audition fait intervenir une « chaîne de mesure », qui mobilise successivement la périphérie auditive, les voies auditives afférentes et les centres auditifs (cf. **Figure 1**). Pour traiter ce message, le « cerveau

auditif » est aidé par le « cerveau cognitif », comportant un ensemble de processus cognitifs qui ne sont pas spécifiques à la modalité auditive, mais qui sont indispensables à une perception auditive optimale et contextualisée.

1.1.2. TRAITEMENT PERCEPTIVO-COGNITIF DE L'INFORMATION AUDITIVE : PROCESSUS ASCENDANT ET DESCENDANT

Le traitement de l'information auditive fait intervenir deux types de processus :

- i) un traitement ascendant (ou « bottom-up ») - automatique et concernant les informations issues de la cochlée - qui implique des processus cognitifs intégrateurs telles que la mémoire à long terme ;
- (ii) un traitement descendant (ou « top-down ») - conscient et mobilisant des représentations mentales activées par les informations afférentes - qui implique des processus

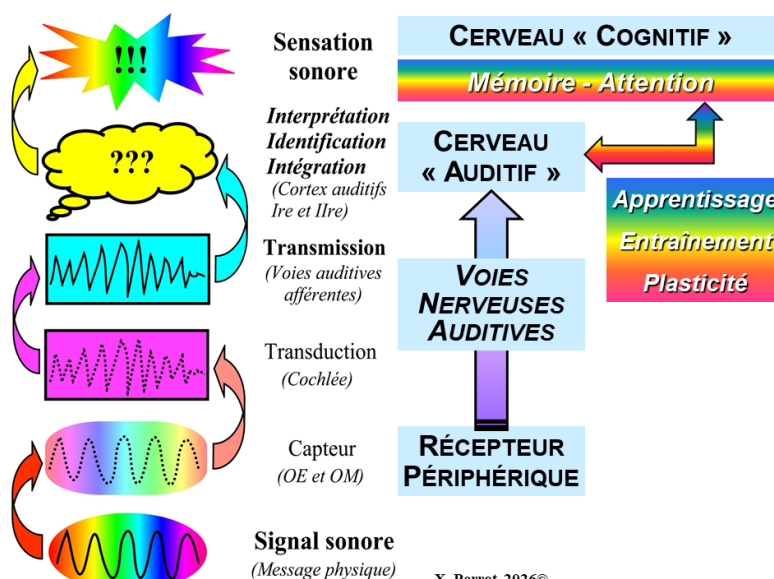


Figure 1. Représentation schématique de la perception auditive. Pour traiter le message auditif, le cerveau auditif est appuyé par le cerveau cognitif, qui comporte des processus cognitifs susceptibles de s'améliorer sous l'effet d'un apprentissage ou d'un entraînement, par le biais de mécanisme de neuroplasticité. OE, oreille externe ; OM, oreille moyenne ; Ire, primaire ; IIre, secondaire.

X. Perrot, 2026©

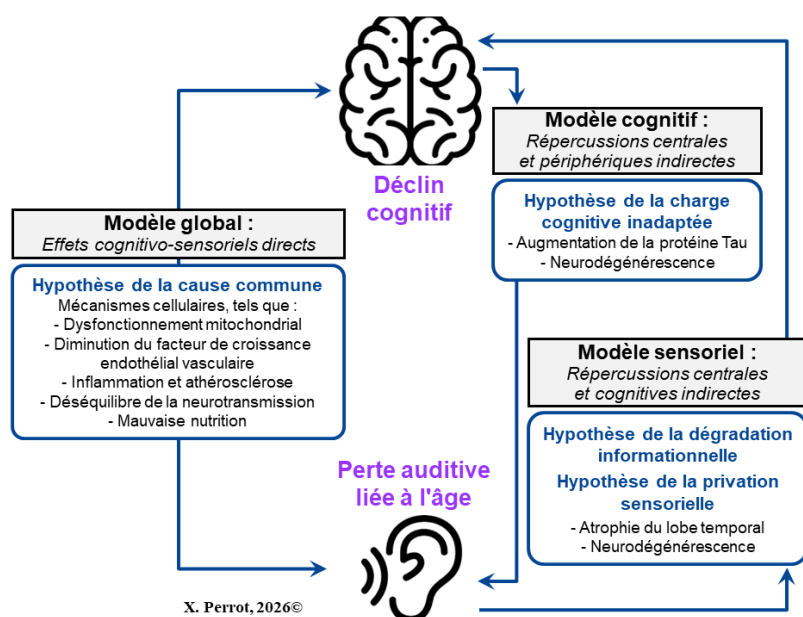


Figure 2. Interactions entre vieillissement auditif et vieillissement cognitif. Les conséquences du vieillissement sur la perception auditive et le fonctionnement cognitif, ainsi que les interactions entre les deux processus, peuvent être conçues selon trois modèles : un modèle sensoriel (ou périphérique), avec des répercussions "ascendantes" indirectes ; un modèle cognitif, avec des répercussions "descendantes" indirectes ; et un modèle global, avec des répercussions sensori-cognitives directes. Les mécanismes neurobiologiques sous-jacents sont indiqués dans les encadrés bleus. (D'après Jafari et coll., 2021 & Lasica et coll., 2025)

cognitifs modulateurs telles que l'attention sélective auditive.

1.2. INTERACTIONS ENTRE AUDITION, COGNITION ET VIEILLESSEMENT

Le vieillissement touche conjointement le système auditif périphérique, le système auditif central et le système cognitif, en impactant l'intégration perceptivo-cognitive auditive, par le biais de mécanismes physiopathologiques ascendants et descendants (cf infra) (Pichora-Fuller & Singh, 2006). Un élément important à souligner est l'existence d'une « covariance sensori-cognitive » liée au vieillissement, entraînant une augmentation de l'interdépendance entre audition et cognition avec l'âge (Lindenberger & Baltes, 1994).

1.2.1. IMPACT DU VIEILLESSEMENT SUR LA PERCEPTION AUDITIVE

Le vieillissement auditif et la surdité du sujet âgé s'intègrent dans un processus plus global de vieillissement biologique. Il est donc préférable d'utiliser la dénomination générique de troubles auditifs liés à l'âge (« age-related hearing impairment ») - qui englobe l'ensemble des processus physiologiques et pathologiques survenant au cours du vieillissement- plutôt que le terme de presbycusis - qui présente une connotation trop périphérique - (Chisolm et coll., 2003). Par ailleurs, dans le cadre des troubles neurosensoriels liés à l'âge, il faut garder à l'esprit que le vieillissement ne se limite pas à l'audition, mais concerne également les autres modalités

sensorielles. Ce point est d'autant plus important que la prévalence des troubles sensoriels combinés augmente avec l'âge - notamment pour les modalités auditive et visuelle - comme l'ont montré plusieurs études observationnelles sur des cohortes populationnelles nationales, telles que la cohorte américaine National Health and Aging Trends Study (Kuo et coll., 2021).

1.2.2. IMPACT DU VIEILLESSEMENT SUR LE FONCTIONNEMENT COGNITIF

Le vieillissement cognitif peut avoir des répercussions fonctionnelles sur la perception auditive. Trois principaux processus cognitifs sont impliqués¹ :

- (i) les processus attentionnels, avec une diminution des ressources attentionnelles ou des capacités d'attention sélective auditive ;
- (ii) les processus mnésiques, avec un déficit de la mémoire de travail ou de la mémoire à long terme ;
- (iii) les processus automatiques, avec un ralentissement de la vitesse de traitement cognitif.

1.2.3. MÉCANISMES RELIANT PERTE AUDITIVE LIÉE À L'ÂGE ET DÉCLIN COGNITIF

Dans le cadre conceptuel d'une approche intégrée des troubles du traitement de l'information auditive (Lindenberger & Baltes 1994 ; Pichora-Fuller & Singh, 2006), les mécanismes reliant perte auditive liée à l'âge et déclin cognitif ont été modélisés selon quatre hypothèses physiopathologiques distinctes² (cf. Figure 2).

1. Pour une présentation plus détaillée, le lecteur pourra se référer à une revue synthétique précédemment publiée dans les Cahiers de l'Audition (Perrot, 2012).

2. Pour une présentation plus détaillée des différents mécanismes, le lecteur pourra se référer à une revue récente, publiée en 2021 (Jafari et coll., 2021).

IL EST IMPORTANT DE S'INTERROGER SUR L'IMPLICATION DE LA PERTE AUDITIVE PÉRIPHÉRIQUE DANS LA DÉGRADATION DES FONCTIONS COGNITIVES DE LA PERSONNE ÂGÉE.

1.2.3.1. Modèle sensoriel

Il implique deux mécanismes périphériques distincts.

- (i) **La dégradation informationnelle** consiste en un appauvrissement de l'information sensorielle afférente, en lien avec une détérioration du fonctionnement auditif périphérique. Cette situation est potentiellement réversible par des mesures correctives adaptées - par exemple, l'amplification audioprothétique.
- (ii) **La privation sensorielle** relève d'un mécanisme similaire, mais plus sévère, pouvant aller jusqu'à la désafférentation auditive complète (cophose). Les répercussions centrales et cognitives seront alors plus marquées et potentiellement permanentes.

1.2.3.2. Modèle cognitif

Ce modèle est basé sur l'hypothèse de la **charge cognitive inadaptée**. Il postule que le déclin cognitif est précessif et qu'il entraîne un déséquilibre entre les "ressources (ou capacités) cognitives" disponibles et les "dépenses (ou charges) cognitives" nécessaires au traitement de l'information sensorielle, dégradant d'autant la perception auditive.

1.2.3.3. Modèle global

Ce modèle est basé sur l'hypothèse de la **cause commune**, dans laquelle le vieillissement agit conjointement sur l'audition et la cognition, conduisant à une détérioration globale du système sensori-perceptivo-cognitif.

Même si l'hypothèse de la cause commune semble la plus réaliste, il est probable que les trois modèles présentés précédemment interagissent de manière concomitante au cours du vieillissement (Wayne & Johnsrude, 2015).

2. SURDITÉ, TROUBLES COGNITIFS ET DÉMENCE

Compte tenu des éléments exposés précédemment, il est important de s'interroger sur l'implication de la perte auditive périphérique dans la dégradation des fonctions cognitives de la personne âgée, ainsi que sur l'effet bénéfique potentiel de la réhabilitation audioprothétique. Cette partie sera présentée selon une grille de lecture comportant quatre questions (Collet & Perrot, 2011).

2.1. LES PATIENTS DÉMENTIS SONT-ILS PLUS SOURDS QUE LES SUJETS NON DÉMENTIS DU MÊME ÂGE ?

2.1.1. PRÉVALENCE DE LA SURDITÉ CHEZ LES PATIENTS DÉMENTIS

Depuis les travaux princeps réalisés chez des patients Alzheimer (Uhlmann et coll., 1989),

plusieurs études épidémiologiques portant sur des cohortes de grande envergure ont montré que la prévalence de la surdité binaurale était plus élevée chez les patients déments que pour l'ensemble de la population. Ainsi, deux études transversales menées dans la cohorte américaine National Health and Aging Trends Study - impliquant entre 2 600 et 2 800 participants âgés de 71 ans et plus - ont montré que la prévalence moyenne de la surdité binaurale était de 79.4% chez les patients déments (Nieman et coll., 2024), alors qu'elle n'était que de 65.3% pour l'ensemble des participants (Reed et coll., 2023). Par ailleurs, une méta-analyse récente - portant sur six études réalisées entre 1995 et 2019 - a montré que la perte auditive était significativement plus importante chez les patients Alzheimer, par rapport aux sujets contrôles appariés pour l'âge et le sexe, avec une augmentation des seuils tonaux moyens entre +2,3 à +4,5 dB HL (Kwok et coll., 2022).

2.1.2. HYPOTHÈSES SUR LES MÉCANISMES PHYSIOPATHOLOGIQUES SOUS-TENDANT L'ASSOCIATION ENTRE SURDITÉ DE L'ADULTE ET DÉMENCE

Plusieurs hypothèses physiopathologiques ont été évoquées. Une revue systématique récente, portant sur l'analyse de 66 études observationnelles transversales ou longitudinales - utilisant des techniques d'imagerie TEP et IRM et des analyses biologiques sanguines ou du liquide céphalo-rachidien - a évalué les liens entre surdité de l'adulte et biomarqueurs de démence (Lasica et coll., 2025). Deux processus physiopathologiques prédominants ont ainsi pu être mis en évidence : (cf. Figure 2)

- (i) une atrophie de la substance grise plus marquée au niveau du lobe temporal, potentiellement en lien avec la désafférentation auditive - cohérente avec l'hypothèse de la dégradation informationnelle - ;
- (ii) une élévation des taux in vivo de protéine Tau (à l'origine de la dégénérescence neurofibrillaire), potentiellement en lien avec une augmentation de l'activité neuronale - cohérente avec l'hypothèse de la charge cognitive inadaptée.

Ces deux mécanismes, en agissant directement ou indirectement sur la diminution des réserves cognitives, seraient susceptibles de favoriser le processus démentiel.

2.2. LA SURDITÉ EST-ELLE UN FACTEUR DE RISQUE DE DÉMENCE ?

2.2.1. ASSOCIATION ENTRE PERTE AUDITIVE ET RISQUE DE DÉMENCE

L'association entre surdité et risque de démence a été confirmée par des travaux de grande envergure, notamment ceux de la Commission permanente du Lancet sur la démence - publiés en 2017, puis actualisés successivement en 2020 et 2024 - (Livingston et coll., 2024). Ainsi, l'analyse portant sur six études longitudinales - publiées entre 2011 et 2022 - a montré que la surdité était un facteur de risque indépendant de démence,

avec un rapport de risques global de 1,4³. Par ailleurs, une méta-analyse récente - portant sur 37 études longitudinales de cohortes - a montré que le risque de survenue d'une démence (toutes causes confondues) augmentait d'environ 16 % par dizaine de décibels de perte auditive (Yu et coll., 2024).

2.2.2. MODÉLISATION DU PARCOURS DE VIE POUR LES 14 FACTEURS DE RISQUE POTENTIELLEMENT MODIFIABLES DE DÉMENCE

La Commission permanente du Lancet a également élaboré un modèle de parcours de vie pour les 14 facteurs de risque potentiellement modifiables de démence. Cette modélisation a montré que la perte auditive était le premier facteur de risque, avec une fraction attribuable à la population (FAP)⁴ de 7 % en milieu de vie -

entre 45 et 65 ans - à égalité avec un taux élevé de cholestérol LDL. Parmi les autres facteurs de risque modifiables de démence susceptibles d'interagir avec la perte auditive, on peut citer la dépression (FAP à 3 %) et l'inactivité physique (FAP à 2 %) en milieu de vie, ainsi que l'isolement social (FAP à 5 %) et le déficit visuel (FAP à 2 %) en fin de vie - après 65 ans.

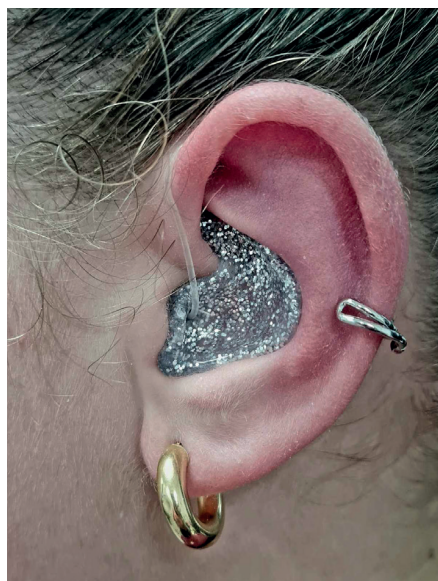
2.3. L'APPAREILLAGE AUDITIF PERMET-IL DE RÉDUIRE LE RISQUE DE DÉCLIN COGNITIF ?

2.3.1. ASSOCIATION ENTRE L'UTILISATION D'UN APPAREILLAGE AUDITIF ET LA PRÉSERVATION COGNITIVE

Une méta-analyse récente portant sur huit études de cohortes prospectives - publiées entre 2011 et 2022 - a montré que le risque de déclin

3. Indépendamment de la variable statistique utilisée pour mesurer le risque attribué à un facteur donné (risque relatif, rapport des risques ou rapport des cotes), une valeur > 1 correspond à une augmentation du risque, alors qu'une valeur < 1 correspond à une diminution de ce risque.

4. La fraction attribuable à la population décrit la contribution d'un facteur donné au risque global de démence. Sa valeur correspond au pourcentage de réduction du risque, en cas de suppression du facteur concerné



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.



Stylembouts****
www.stylembouts.com

9, rue Georges Clémenceau - BP 50005 - 33210 LANGON
Tél : 05 57 36 28 12 - Mail : contact@stylembouts.com

FABRICATION
100% FRANÇAISE

LABORATOIRE CERTIFIÉ
DM 2017/745



cognitif diminuait (rapport de cotes global de 0,8) avec l'utilisation d'un appareillage auditif - audioprothèse ou implant cochléaire - (Yeo et al, 2023).

2.3.2. ETUDE ACHIEVE - AGING AND COGNITIVE HEALTH EVALUATION IN ELDERS

Pour consolider les résultats précédents, basés sur des études observationnelles, un essai contrôlé randomisé multicentrique en ouvert - l'étude ACHIEVE (acronyme de Aging and Cognitive Health Evaluation in Elders) - a été réalisé aux États-Unis entre novembre 2017 et octobre 2022 (Lin et coll., 2023).

2.3.2.1. Principales caractéristiques de l'étude ACHIEVE

Les principales données méthodologiques de l'étude ACHIEVE sont résumées dans le **Tableau 1**. Un élément important à souligner est que la cohorte globale était en fait constituée de deux cohortes distinctes :

- (i) une cohorte issue de l'étude observationnelle ARIC (Atherosclerosis Risk in Communities) sur la santé cardiovasculaire, comportant des sujets à risque plus élevé de déclin cognitif - en termes d'âge moyen, de niveau d'éducation, d'isolement, de tabagisme, de diabète, d'hypertension artérielle et de score cognitif global de base - ;
- (ii) une cohorte De Novo, comportant des volontaires sains recrutés à partir d'un échantillon aléatoire issu des communautés environnantes des quatre sites d'étude participants.

2.3.2.2. Résultats de l'étude principale

À l'issue des trois années de suivi, l'analyse primaire sur la cohorte ACHIEVE globale n'a pas

montré de différence significative entre le groupe interventionnel et le groupe contrôle pour les scores aux tests neurocognitifs, que ce soit pour le score standardisé de cognition globale ou pour les scores spécifiques (fonctions exécutives, langage et mémoire). En revanche, une analyse de sensibilité réalisée séparément sur la cohorte ARIC et la cohorte De Novo a montré des différences statistiquement significatives entre les 2 groupes pour la cognition globale (dégradation du score réduite de 48%) et pour le langage (dégradation du score réduite de 66%), uniquement pour la cohorte ARIC. Ces résultats suggèrent que la réhabilitation auditive pourrait avoir un effet protecteur bénéfique dans une population de sujets âgés avec un risque cognitif de base élevé - telle que la cohorte ARIC. En revanche, pour une population à risque réduit de déclin cognitif - telle que la cohorte De Novo -, la mise en évidence d'un effet bénéfique de la réhabilitation auditive pourrait nécessiter une durée de suivi supérieure à 3 ans.

2.3.2.3. Résultats complémentaires des études secondaires

Plusieurs analyses secondaires - portant sur différentes variables expérimentales - ont été réalisées par la suite. Elles ont montré un effet bénéfique de la réhabilitation audioprothétique sur la fatigue (Bessen et coll., 2024), la fonction de communication (Sanchez et coll., 2024), le risque de chute (Goman et coll., 2025) et l'isolement social et la solitude (Reed et coll., 2025), ainsi qu'un effet « protecteur » de l'appareillage auditif sur l'amincissement cortical du cerveau (Pike et coll., 2024). En revanche, aucune différence significative entre les deux groupes n'a été retrouvée pour la qualité de vie liée à la santé (Huang et coll., 2024), le niveau d'activité physique ou un comportement sédentaire (Martinez-Amezcu et coll., 2025 ; Schrack et coll., 2025).

Items	Principales caractéristiques
Constitution de la cohorte (nombre de participants)	- Cohorte globale ACHIEVE (N = 977) - Cohorte De Novo (n = 739) - Cohorte ARIC (n = 238)
Participants (à l'inclusion)	- Personnes âgées (âge moyen = 76,8 ans, sex ratio F/H =1.15) ; sans troubles cognitifs significatifs (score MMSE ≥ 23-25 / 30, selon le niveau d'éducation) - Personnes malentendantes (seuil tonal moyen = [30-70 dB HL] et score de reconnaissance des mots - intelligibilité vocale dans le silence ≥ 60%, pour la meilleure oreille), non appareillées (dans l'année précédente)
Intervention randomisée	- Groupe interventionnel : appareillage auditif bilatéral [réhabilitation auditive optimisée] (n =490) - Groupe contrôle : éducation à la santé pour bien vieillir [programme innovant de prévention « 10 Keys to Healthy Aging »] (n = 487)
Suivi	Sur trois années - Période initiale : 4 visites d'une heure, toutes les 1 à 3 semaines - Par la suite : Visite de contrôle semestrielle
Critères de jugement	Variation sur trois ans des scores standardisés mesurés annuellement : - Critère principal : score standardisé de cognition globale - Critères secondaires : scores spécifiques pour les fonctions exécutives, le langage et la mémoire

Tableau 1. Principales caractéristiques de l'étude ACHIEVE. ACHIEVE : Aging and Cognitive Health Evaluation in Elders, ARIC, Atherosclerosis Risk in Communities.

2.4. L'APPAREILLAGE AUDITIF DES PATIENTS DÉMENTIS INFLUENT-IL SUR LEUR ÉVOLUTION CLINIQUE ?

Compte tenu des options thérapeutiques limitées pour la prise en soins des patients déments, il apparaît important d'évaluer l'effet bénéfique potentiel de la réhabilitation audioprothétique des patients déments malentendants.

2.4.1. HYPOTHÈSES D'ACTION

La désafférentation auditive induite par la presbycousie pourrait favoriser la dégénérescence neuronale et compromettre l'utilisation des réserves cognitives, accentuant les effets délétères de la démence (Petitot et coll., 2007). De fait, la réhabilitation audioprothétique permettrait une restauration du message auditif afférent. Cette réafférentation perceptivo-cognitive pourrait agir comme une stimulation sensori-cognitive du patient malentendant dément, avec deux principaux effets bénéfiques induits : (Mamo et coll., 2018)

- (i) une amélioration des capacités de communication interpersonnelle, par son rôle de stimulateur sensoriel et la réduction de l'isolement et de la dépression du patient ;
- (ii) une amélioration de la qualité de vie du patient et de l'aidant, notamment par une restauration et/ou une facilitation de leurs interactions.

La prise en charge des troubles sensoriels des patients déments est d'ailleurs intégrée dans les recommandations de la Haute Autorité de Santé, dans son guide parcours de soins dédié - en complément d'autres prises en charge non médicamenteuses, telles que l'orthophonie et la psychomotricité - (Haute Autorité de Santé, 2018).

2.4.2. ÉTUDE PRINCEPS

Le premier essai clinique visant à évaluer le bénéfice d'un appareillage auditif chez des patients déments malentendants a été réalisé à la fin des années 90 (Palmer et coll., 1999). Il concernait huit binômes, constitués de patients âgés malentendants présentant une maladie d'Alzheimer et de leur aidant principal. L'intervention consistait en un appareillage auditif monaural, en complément du traitement anticholinestérasique. Les résultats n'ont pas montré de variation sur le plan cognitif - scores stables au *Mini-Mental State Examination* (MMSE), à l'exception d'un patient. En revanche, ils ont montré une réduction significative des troubles psycho-comportementaux identifiés par chaque aidant comme étant les plus fréquents et les plus gênants, ainsi qu'une amélioration du handicap auditif perçu - réduction significative des scores au *Hearing Handicap Inventory for the Elderly*. Enfin, cette étude a permis de

montrer une bonne compliance des patients à l'appareillage auditif - avec un port entre 5 et 15 heures par jour, à la fin de l'étude. Pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent un bénéfice thérapeutique potentiel de l'appareillage auditif chez le patient Alzheimer malentendant et montrent que la démence ne doit pas être un obstacle à la prise en charge audioprothétique en cas de surdité associée.

2.4.3. DONNÉES RÉCENTES

Depuis cette étude princeps, plusieurs essais cliniques ont été réalisés sur des groupes expérimentaux de taille variable. C'est le cas de l'essai contrôlé randomisé en grappes, mené sur la cohorte allemande Delphi-MV entre janvier 2012 et décembre 2016 (Atef et coll., 2023). Cet essai a impliqué 258 patients âgés présentant une démence et vivant à domicile, dont 54 utilisaient des appareils auditifs. Les analyses à l'issue des deux années de suivi ont montré un bénéfice de l'appareillage auditif pour les symptômes dépressifs - moindre augmentation des scores à la *Geriatric Depression Scale* - et une amélioration de la qualité de vie liée à la santé - mesurée avec la *Quality of Life in Alzheimer's Disease Scale*. En revanche, aucun changement significatif n'a été constaté pour les fonctions cognitives - évaluées avec le MMSE. Cet effet thérapeutique dissocié de l'appareillage auditif - avec une amélioration de la qualité de vie liée à la santé, mais une absence d'effet significatif sur les variables cognitives - a été retrouvé dans une revue systématique récente, portant sur l'ensemble des essais cliniques publiés sur cette thématique jusqu'en mars 2023 (Machado et coll., 2024). Enfin, il faut souligner que parmi les cinq études retenues, l'étude ECLAP2A⁵ a permis de confirmer la faisabilité d'une prise en charge audioprothétique des patients Alzheimer malentendants, en montrant que l'âge à l'inclusion était le seul facteur prédictif de compliance pour le port de l'appareillage auditif - indépendamment du statut cognitivo-comportemental initial - (Nguyen et coll., 2017).

IL APPARAÎT IMPORTANT D'ÉVALUER L'EFFET BÉNÉFIQUE POTENTIEL DE LA RÉHABILITATION AUDIOPROTHÉTIQUE DES PATIENTS DÉMENTIS MALENTENDANTS.

3. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

L'analyse des données récentes de la littérature ne permet pas de répondre de manière univoque :

- (i) d'une part, sur les liens entre perte auditive, troubles cognitifs et démence ;
- (ii) d'autre part, sur les effets bénéfiques de la réhabilitation audioprothétique chez les personnes âgées malentendantes, sans ou avec des troubles cognitifs associés.

5. L'étude ECIAP2A (Étude Clinique Alzheimer, Presbycousie et Appareillage Auditif) - « Maladie d'Alzheimer, surdité et appareillage auditif : une nouvelle stratégie de prise en charge » est le seul essai contrôlé randomisé contre placebo conduit jusqu'à présent. Il a été réalisé aux Hospices Civils de Lyon entre 2006 et 2012 - en partenariat avec les sociétés Phonak et Amplifon - avec un cofinancement par le Programme Hospitalier de Recherche Clinique National 2005 et la Fondation Médéric Alzheimer (Adrait et coll., 2017 ; Nguyen et coll., 2017).

3.1. SYNTHÈSE DES QUESTIONS ABORDÉES

L'état de l'art actuel sur ces thèmes peut se résumer de la façon suivante.

- **Les patients déments sont plus sourds que les sujets non déments du même âge, avec des seuils auditifs plus élevés.** Le caractère transversal des études disponibles ne permet cependant pas d'établir un lien physiopathologique direct - de cause à effet - entre la perte auditive et les troubles cognitifs.
- **La surdité est un facteur de risque indépendant et modifiable de troubles cognitifs, qui augmente avec le niveau de surdité.** Parmi les études observationnelles, les études de cohortes prospectives ont le plus haut degré de validité scientifique. Néanmoins, la méthodologie utilisée pour identifier les facteurs de risque de déclin cognitif (modèle linéaire général) et pour prendre en compte les éventuels facteurs confondants (notamment, leur absence d'intégration véritable dans le modèle statistique utilisé) limite l'interprétation des résultats obtenus.
- **L'appareillage auditif pourrait ralentir le déclin cognitif pour les personnes âgées à risque cognitif élevé.** Les résultats variables obtenus suggèrent un bénéfice potentiel en termes de prévention, mais avec une relation complexe entre l'appareillage auditif et la préservation des fonctions cognitives. Des limitations méthodologiques (notamment en termes de durée de suivi et de caractéristiques de la population étudiée) sont possiblement en cause (Pichora-Fuller, 2023).
- **L'appareillage auditif des patients déments pourrait améliorer leur évolution clinique.** Le nombre très limité d'études disponibles ne permet pas de conclusion définitive, même si les résultats obtenus incitent à ne pas négliger cette approche non médicamenteuse et à développer les recherches sur cette thématique.

3.2. POUR ÉLARGIR LES PERSPECTIVES

Les conclusions précédentes nous amènent à réfléchir à des pistes potentielles de recherche, qui peuvent se décliner selon quatre axes.

- **Evaluation d'une prise en charge audioprothétique précoce :** Intervenir précocement, en « réafférentant » le système nerveux central

auditif avant la survenue de lésions irréversibles - qu'elles soient liées au vieillissement physiologique ou à un processus neurodégénératif - pourrait renforcer l'effet bénéfique préventif et/ou thérapeutique.

- **Identification des facteurs pronostiques de bénéfice de l'appareillage auditif :** Identifier les facteurs potentiels d'efficacité - par exemple, en termes de niveau de perte auditive, de niveau de réserves cognitives ou de gravité des troubles cognitifs - et de faisabilité - par exemple, en termes de dextérité manuelle, de mémoire procédurale ou d'implication de l'aidant.e - pourrait permettre de cibler les populations de personnes âgées susceptibles de bénéficier au maximum de cette prise en soins.
- **Evaluation d'interventions multidomaines, ciblant plusieurs facteurs de risque modifiables :** Dans la mesure où les facteurs de risque de démence ne sont pas exclusifs les uns des autres et que des résultats récents suggèrent que la dyade la plus néfaste sur la cognition globale serait l'association entre perte auditive et sédentarité, il pourrait être important de prioriser les interventions portant simultanément sur l'audition et l'activité physique (Son et coll., 2025).
- **Mise en œuvre d'un « dépistage universel de la presbyacousie » :** Sur le modèle du dépistage de la surdité néonatale, l'organisation d'un dépistage systématique des troubles auditifs pour toutes les personnes âgées (Palmer & Zitelli, 2024) serait d'une grande importance et pourrait être facilitée par la mise à disposition d'un test de dépistage simple, qui soit accessible à tous les soignants - comme l'acoumétrie vocale - (Leusie et coll., 2017).

Au-delà des discussions et des questions qu'il est légitime de se poser, il faut garder à l'esprit le « Credo du soignant (et de l'aidant) » face à un patient âgé avec un déficit auditif, à savoir que **ce qui est bon pour l'oreille et les sens est bon pour le cerveau et le fonctionnement cognitif**. Compte tenu de l'impact médico-socio-économique de la démence et de la surdité, et des liens potentiels entre troubles auditifs et troubles cognitifs, encourager les personnes âgées malentendantes à s'orienter vers une réhabilitation auditive doit être considéré comme un enjeu prioritaire de santé publique ! ■

RÉFÉRENCES

Adrait A, Perrot X, Nguyen M-F, Gueugnon M, Petitot C, Collet L, et al. Do Hearing Aids Influence Behavioral and Psychological Symptoms of Dementia and Quality of Life in Hearing Impaired Alzheimer's Disease Patients and Their Caregivers? *J Alzheimers Dis* 2017;58:109-21

Atef RZ, Michalowsky B, Raedke A, et al. Impact of Hearing Aids on Progression of Cognitive Decline, Depression, and Quality of Life Among People with Cognitive Impairment and Dementia. *J Alzheimers Dis*. 2023;92(2):629-638

Bessen SY, Zhang W, Huang AR, et al. Effect of Hearing Intervention Versus Health Education Control on Fatigue: A Secondary Analysis of the ACHIEVE Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2024;79(11):glae193

Chisolm TH, Willott JF, Lister JJ. The aging auditory system: anatomic and physiologic changes and implications for rehabilitation. *Int J Audiol* 2003, 42(suppl 2) : 2S3-2S10

Collet L, Perrot X. Questions/réponses sur la maladie d'Alzheimer, la surdité et l'appareillage auditif. *Rev Geriatr*. 2011;36(8):555-556

Goman AM, Tan N, Pike JR, et al. Effects of hearing intervention on falls in older adults: findings from a secondary analysis of the ACHIEVE randomised controlled trial. *Lancet Public Health*. 2025;10(6):e492-e502

Haute Autorité de Santé. Guide parcours de soins des patients présentant un trouble neurocognitif associé à la maladie d'Alzheimer ou à une maladie apparentée. Saint - Denis La Plaine: Haute Autorité de Santé (HAS); 2018

Huang AR, Morales EG, Arnold ML, et al. A Hearing Intervention and Health-Related Quality of Life in Older Adults: A Secondary Analysis of the ACHIEVE Randomized Clinical Trial. *JAMA Netw Open*. 2024;7(11):e2446591

Jafari Z, Kolb BE, Mohajerani MH. Age-related hearing loss and cognitive decline: MRI and cellular evidence. *Ann N Y Acad Sci*. 2021;1500(1):17-33

Kuo PL, Huang AR, Ehrlich JR, et al. Prevalence of Concurrent Functional Vision and Hearing Impairment and Association With Dementia in Community-Dwelling Medicare Beneficiaries. *JAMA Netw Open*. 2021;4(3):e211558

Kwok SS, Nguyen X-MT, Wu DD, Mudar RA, Llano DA. Pure Tone Audiometry and Hearing Loss in Alzheimer's Disease: A Meta-Analysis. *Front Psychol* 2022;12:788045

Lasica AB, Sheppard J, Yu RC, et al. Association between adult-onset hearing loss and dementia biomarkers: A systematic review. *Ageing Res Rev*. 2025;104:102647

Leusie S, Perrot X, Pouchain D, Vetel J-M, Puisieux F, Friocourt P, et al. Validation d'un test d'Acoumétrie Vocale versus l'Audiométrie Tonale (Étude AcoumAudio). *Revue Geriatr* 2017;42:389-402.

Lin FR, Pike JR, Albert MS, et al. Hearing intervention versus health education control to reduce cognitive decline in older adults with hearing loss in the USA (ACHIEVE): a multicentre, randomised controlled trial. *Lancet*. 2023;402(10404):786-797

ENSEIGNEMENT POST UNIVERSITAIRE EN AUDIOPROTHÈSE

AUDITION ET COGNITION

Lindenberger U, Baltes PB. Sensory functioning and intelligence in old age: a strong connection. *Psychol Aging* 1994;9:339-55

Livingston G, Huntley J, Liu KY, et al. Dementia prevention, intervention, and care: 2024 report of the Lancet standing Commission. *Lancet*. 2024;404(10452):572-628

Machado MG, Machado TH, Caramelli P, Gonçalves Tosatti JA, da Silva Carvalho SA, de Resende LM. Effects of Hearing Aid Use on Individuals Diagnosed with Hearing Loss and Dementia: A Systematic Review. *J Alzheimers Dis*. 2024;100(4):1133-1143

Mamo SK, Reed NS, Price C, et al. Hearing Loss Treatment in Older Adults With Cognitive Impairment: A Systematic Review. *J Speech Lang Hear Res*. 2018;61(10):2589-2603

Martinez-Amezcu P, Zhang W, Assi S, et al. Impact of a Hearing Intervention on the Levels of Leisure-Time Physical Activity and TV. Viewing in Older Adults: Results from a Secondary Analysis of the ACHIEVE Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2025;80(6):glaf033

Nguyen M-F, Bonnefoy M, Adrait A, Gueugnon M, Petitot C, Collet L, et al. Efficacy of Hearing Aids on the Cognitive Status of Patients with Alzheimer's Disease and Hearing Loss: A Multicenter Controlled Randomized Trial. *J Alzheimers Dis* 2017;58:123-37

Nieman CL, Garcia Morales EE, Huang AR, Reed NS, Yasar S, Oh ES. Prevalence of Hearing Loss and Hearing Aid Use Among Persons Living With Dementia in the US. *JAMA Netw Open*. 2024;7(10):e2440400

Palmer C, Zitelli L. Barriers to Hearing Health Care for Aging Adults: Reframing the Conversation. *Innov Aging*. 2024;8(5):igae035

Palmer CV, Adams SW, Bourgeois M, Durrant J, Rossi M. Reduction in caregiver-identified problem behaviors in patients with Alzheimer disease post-hearing-aid fitting. *J Speech Lang Hear Res*. 1999;42(2):312-328

Perrot X. Aspects centraux et cognitifs de la surdité chez le senior et le patient du 4^{ème} âge. *Les Cahiers de l'Audition* 2012;25(1):22-30

Petitot C, Perrot X, Collet L, Bonnefoy M. Maladie d'Alzheimer, troubles de l'audition et appareillage auditif : une revue des données actuelles. *Psychol Neuropsychiatr Vieil* 2007;5:121-5

Pichora-Fuller K. Findings from the ACHIEVE RCT: Does hearing care modify dementia risk? *Canadian Audiologist*. 2023;10(5). Accessed December 21, 2025. <https://canadianaudiologist.ca/findings-from-the-achieve-rct/>

Pichora-Fuller MK, Singh G. Effects of age on auditory and cognitive processing: implications for hearing aid fitting and audiologic rehabilitation. *Trends Amplif* 2006, 10(1) : 29-59

Pike JR, Huang AR, Deal JA, et al. Effect of hearing intervention on three-year change in brain morphology. *Alzheimer's & Dementia*. 2024;20(53):e086740

Reed NS, Chen J, Huang AR, et al. Hearing Intervention, Social Isolation, and Loneliness: A Secondary Analysis of the ACHIEVE Randomized Clinical Trial. *JAMA Intern Med*. 2025;185(7):797-806

Reed NS, Garcia-Morales EE, Myers C, et al. Prevalence of Hearing Loss and Hearing Aid Use Among US Medicare Beneficiaries Aged 71 Years and Older. *JAMA Netw Open*. 2023;6(7):e2326320

Sanchez VA, Arnold ML, Garcia Morales EE, et al. Effect of hearing intervention on communicative function: A secondary analysis of the ACHIEVE randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*. 2024;72(12):3784-3799

Schrack JA, Wanigatunga AA, Glynn NW, et al. Effects of Hearing Intervention on Physical Activity Measured by Accelerometry: A Secondary Analysis of the ACHIEVE Study. *J Am Geriatr Soc*. 2025;73(6):1762-1771

Son S, Speechley M, Zou G, Montero-Odasso M. Identifying the optimal combinations of modifiable dementia risk factors to target in multidomain intervention - Three-year longitudinal findings from the Canadian longitudinal study on aging. *J Prev Alzheimers Dis*. 2025;12(9):100321

Uhlmann RF, Larson EB, Rees TS, Koepsell TD, Duckert LG. Relationship of hearing impairment to dementia and cognitive dysfunction in older adults. *JAMA*. 1989;261(13):1916-1919

Wayne RV, Johnsrude IS. A review of causal mechanisms underlying the link between age-related hearing loss and cognitive decline. *Ageing Res Rev* 2015;23:154-66

Yeo BSY, Song HJJMD, Toh EMS, et al. Association of Hearing Aids and Cochlear Implants With Cognitive Decline and Dementia: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Neurol*. 2023;80(2):134-141

Yu RC, Proctor D, Soni J, et al. Adult-onset hearing loss and incident cognitive impairment and dementia - A systematic review and meta-analysis of cohort studies. *Ageing Res Rev*. 2024;98:102346



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

Une question ?
Une démonstration ?
Un devis ?

Contactez-nous !

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

NOTRE GAMME S'EN**REACHIE**

PARCE QUE TOUTES LES VOIX COMPTENT

NOUVEAU

NOUVEAU

NOUVEAU



Reach
R+



Reach
CIC-Li



Reach
B-Li P



Reach
B-Li HP



Reach
Rugged



Reach
INOX CIC-Li



Reach
IIC CIC



Reach
S.R

COMPTEZ SUR
REXTON

REXTON

LUC ARNAL¹

CO-AUTEURS
DE L'ÉTUDE :

NADÈGE MARIN¹,

GRÉGORY

GÉRENTON¹,

ADRIEN JEAN²,

NIHAAD PARAOUTY²,

NICOLAS WALLAERT²,

DIANE S. LAZARD^{1,3},

KEITH B. DOELLING¹



1. UNIVERSITÉ PARIS
CITÉ, INSTITUT
PASTEUR, AP-HP,
INSERM, CNRS,
FONDATION POUR
L'AUDITION, INSTITUT
DE L'AUDITION, IHU
RECONNECT, 75012
PARIS, FRANCE

2. MY MEDICAL
ASSISTANT SAS,
51100 REIMS,
FRANCE

3. PRINCESS GRACE
HOSPITAL, ENT
& MAXILLO-
FACIAL SURGERY
DEPARTMENT,
MONACO

L'INFLUENCE DE LA STRUCTURE PRÉVISIBLE SUR LES SEUILS AUDITIFS : VERS UN CHANGEMENT DE PARADIGME EN AUDIOLOGIE ?

La mesure du seuil auditif à l'aide de sons purs constitue depuis des décennies la pierre angulaire de l'évaluation audiolinguistique. L'audiogramme tonal est traditionnellement interprété comme le reflet direct de l'intégrité cochléaire et de la transmission sensorielle périphérique. Il apporte des informations essentielles sur l'audition, sert de base au diagnostic et oriente les décisions prothétiques. Pourtant, à la lumière d'un travail de recherche mené par l'équipe Cognition et Communication Auditive de l'Institut de l'Audition, en collaboration avec l'entreprise iAudiogram, il apparaît que ce paradigme repose sur une conception incomplète du processus perceptif. L'audition n'est pas un mécanisme passif où le cerveau attend patiemment qu'un signal sonore arrive pour le traiter. Au contraire, la perception auditive est un processus intrinsèquement actif et dynamique, dans lequel le cerveau génère des prédictions sur le monde acoustique avant même l'arrivée du stimulus. Ces prédictions modifient la réactivité des réseaux sensoriels et influencent profondément la manière dont les sons sont détectés et interprétés.

Dans les conditions naturelles d'écoute, qu'il s'agisse du langage, de la musique ou des sons de l'environnement, l'auditeur bénéficie d'un contexte riche en régularités temporelles et fréquentielles qui facilitent la perception. Le cerveau exploite spontanément ces régularités pour anticiper la temporalité, la hauteur, la structure et la signification probables des signaux à venir. Ce savoir-faire prédictif, souvent inconscient, permet notamment d'améliorer la précision perceptive et la robustesse face au bruit. De nombreuses études ont montré que les systèmes sensoriels sont organisés autour de cette logique prédictive, depuis les niveaux corticaux les plus élevés jusqu'aux mécanismes efférents capables de moduler l'activité cochléaire. Dans ce cadre, la question de savoir si les prédictions influencent les seuils audiométriques est particulièrement pertinente.

L'audiométrie clinique actuelle, en dépit de son apparente neutralité méthodologique, contient une part importante de structure prévisible. La répétition régulière des intervalles temporels, la progression ordonnée des fréquences, permet au cerveau prédictif d'extraire des indices sensoriels cruciaux pour anticiper (et donc biaiser) la détection d'un son à venir. Jusqu'à récemment, il était difficile d'évaluer l'impact réel de ces prédictions, car les outils audiométriques classiques ne permettent pas d'éliminer complètement les régularités inhérentes à la procédure. Grâce au développement de méthodes audiométriques reposant sur des algorithmes bayésiens et la présentation réellement aléatoire des stimuli, il est désormais possible de séparer, dans une certaine mesure, la sensibilité auditive brute des effets liés

aux prédictions centrales.

C'est dans ce contexte que notre équipe a entrepris une série d'expériences permettant de comparer directement un test audiométrique entièrement imprévisible à un protocole hautement prévisible tel que le 3-AFC classiquement utilisé en psychoacoustique. Vingt-huit participants jeunes, normo-entendants et sans plainte auditive ont été testés dans ces différents paradigmes. Les effets de la prévisibilité sur la détection des sons au seuil se sont révélés conséquents. Lorsqu'on compare un paradigme aléatoire complet à la procédure 3-AFC, qui comporte une forte prévisibilité temporelle et fréquentielle, on observe un gain moyen d'environ 6,4 dB HL sur l'ensemble des fréquences testées. Le gain atteint même 7,19 dB HL lorsqu'on examine le PTA standard (500, 1000, 2000 et 4000 Hz), une valeur supérieure à la résolution de 5 dB avec laquelle les seuils audiométriques sont traditionnellement évalués. Chez certains participants particulièrement sensibles aux indices prédictifs, la différence atteint jusqu'à 10 dB, ce qui, dans une pratique clinique, pourrait faire basculer un sujet d'une catégorie de perte à une autre.

Ce résultat montre de façon claire que le seuil audiométrique tel qu'il est déterminé par les audiogrammes classiques n'est pas seulement le produit des mécanismes cochléaires, mais aussi le résultat d'un apport central du cerveau qui exploite les régularités statistiques de la tâche pour optimiser la détection. Cette optimisation perceptive ne constitue pas un artefact ou une erreur : elle est l'expression naturelle du fonctionnement prédictif de l'audition humaine. Toutefois, si l'objectif de l'audiométrie est de mesurer la sensibilité périphérique, cette contribution prédictive pourrait devenir une source majeure de variance, voire un facteur de masquage de certaines atteintes auditives.

Afin d'identifier l'origine précise de ce gain de sensibilité, nous avons conçu une seconde expérience destinée à dissocier les contributions des prédictions temporelles et fréquentielles, deux composantes fondamentales du codage prédictif en audition. Dans cette expérience, les sons étaient présentés soit de manière totalement aléatoire, soit avec une prédictibilité temporelle, soit avec une prédictibilité fréquentielle, soit avec les deux simultanément. De plus, ces conditions étaient testées à deux échelles temporelles distinctes : une échelle lente (entre une et trois secondes entre les sons), proche des protocoles cliniques conventionnels, et une échelle rapide (400 à 800 millisecondes), plus représentative du rythme naturel de la parole ou de la musique.

Les résultats révèlent une dynamique différente selon l'échelle temporelle considérée. Dans les séquences lentes, les prédictions temporelles

L'AUDIOGRAMME TRADITIONNEL SURESTIME LA SENSIBILITÉ RÉELLE DE L'OREILLE, CAR LE CERVEAU UTILISE LA STRUCTURE PRÉVISIBLE DU TEST POUR ANTICIPER LES SONS, UN MÉCANISME CENTRAL QUI PEUT MASQUER DES DÉFICITS PÉRIPHÉRIQUES DÉBUTANTS.

et fréquentielles s'additionnent de manière relativement linéaire : connaître le moment probable d'apparition du son et connaître sa fréquence attendue apportent chacun un bénéfice indépendant sur la sensibilité. En revanche, dans les séquences rapides, ces deux formes de prédiction interagissent. Le gain obtenu lorsque la temporalité et la fréquence sont toutes deux prévisibles n'est pas la somme des gains observés séparément. Autrement dit, les séquences rapides, qui sollicitent des processus d'intégration plus automatiques et plus globaux, n'additionnent pas les prédictions mais les traitent de manière commune et redondante. Cela reflète un fonctionnement cérébral probablement différent pour les rythmes naturels, où la perception opère davantage sur des motifs temporels intégrés que sur des événements isolés.

Un autre élément important apparaît lorsque l'on examine les erreurs de décision. Une critique classique adressée aux tests auditifs prévisibles est que l'amélioration des seuils pourrait provenir d'un simple biais décisionnel : les participants pourraient être tentés de répondre qu'ils ont entendu quelque chose lorsqu'ils savent qu'un son est susceptible d'arriver. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons inséré, dans l'ensemble des paradigmes, des essais vides (omissions) dans lesquels aucun son n'était présenté. Dans les séquences lentes, une augmentation du taux de fausses alarmes apparaît effectivement lorsque la prédictibilité temporelle est forte, ce qui confirme l'existence d'un biais décisionnel. Toutefois, ce biais disparaît lorsque seule la fréquence est prévisible et surtout, il ne permet pas d'expliquer pas l'amélioration des seuils observée dans les séquences rapides. Dans ces dernières, aucune condition ne montre d'augmentation significative des fausses alarmes, ce qui indique que le gain mesuré correspond bien à une augmentation réelle de la sensibilité sensorielle et non à une modification stratégique de la réponse du participant. L'amélioration des seuils ne peut donc pas être attribuée uniquement à un comportement de type « je devine », mais bien à une modulation auditive centrale qui optimise l'encodage sensoriel.

Cette modulation trouve un écho dans ce que nous savons du fonctionnement physiologique du système auditif. De nombreux travaux ont établi que le cerveau ne se contente pas d'interpréter passivement les signaux cochléaires. Il possède des voies efférentes efficaces, notamment via le système olivo-cochléaire médian, capables de moduler directement le fonctionnement de la cochlée. Ce système peut réduire ou amplifier la sensibilité des cellules ciliées externes, modifier leur micromécanique et influencer l'équilibre excitation-inhibition des signaux ascendants. Les prédictions générées par le cortex peuvent être transmises à ces structures afin d'améliorer la détection des sons attendus. Par ailleurs, des

études en neurophysiologie animale ont montré que le cortex auditif peut moduler l'activité du colliculus inférieur, une structure clé pour l'intégration des signaux auditifs. Ces circuits descendants fournissent une base biologique crédible pour expliquer pourquoi un protocole prévisible entraîne une amélioration mesurable du seuil auditif.

La variabilité inter-individuelle observée dans ces études est également instructive. Contrairement à ce que l'on pourrait anticiper, les participants ayant une formation musicale ne montrent pas une performance prédictive supérieure. La musicalité, pourtant souvent associée à une meilleure perception auditive, ne semble pas jouer un rôle déterminant dans la capacité à tirer parti des prédictions dans les conditions testées. L'âge, en revanche, exerce une influence, mais de façon nuancée. Dans les séquences rapides, les participants légèrement plus âgés montrent une sensibilité légèrement réduite dans les conditions imprévisibles, mais cet effet disparaît lorsque la fréquence est prévisible. Cela suggère que les prédictions pourraient compenser des légers déclin sensoriels liés à l'âge, ce qui pourrait par exemple masquer les premiers signes de presbycusie si l'évaluation repose sur des séquences trop prévisibles.

Ces résultats ont donc des implications directes pour l'audiologie clinique. Ils invitent à considérer que l'audiogramme tonal, tel qu'il est actuellement pratiqué, ne mesure pas exclusivement la sensibilité de la cochlée au niveau périphérique. Il capte également la contribution des mécanismes centraux de prédiction, lesquels varient selon les individus, les conditions d'attention, l'âge, la fatigabilité, l'état cognitif et le contexte de test. Une question essentielle se pose alors : que voulons-nous réellement mesurer lors d'une audiométrie ? Si l'objectif est d'évaluer la performance auditive dans des conditions proches de la vie quotidienne, où les sons sont souvent prévisibles, alors un protocole structuré n'est pas un problème. Il reflète même fidèlement l'utilisation naturelle des facultés perceptives. En revanche, si l'objectif est d'isoler la sensibilité cochléaire pure, un protocole trop prévisible risque de masquer des déficits réels ou d'en atténuer la sévérité.

Une solution prometteuse consiste à combiner les deux approches au lieu d'en privilégier une seule. Mesurer le seuil dans un protocole aléatoire fournirait une estimation plus fidèle de la sensibilité sensorielle périphérique, tandis que mesurer le seuil dans un protocole prévisible permettrait d'évaluer la performance perceptive globale. La différence entre ces deux seuils pourrait constituer un nouvel indicateur des capacités prédictives du système auditif. Ces capacités pourraient avoir une valeur clinique considérable pour anticiper des difficultés d'écoute dans le bruit, évaluer l'évolution de troubles centraux ou cognitifs, affiner le diagnostic des pertes auditives cachées, ou encore optimiser l'appareillage prothétique. Les prédictions constituent en effet un mécanisme majeur de compensation lorsque l'écoute devient difficile ; leur mesure pourrait éclairer des situations où les seuils classiques ne suffisent plus à comprendre les difficultés des patients.

ENSEIGNEMENT POST UNIVERSITAIRE EN AUDIOPROTHÈSE

AUDITION ET COGNITION

Ainsi, la question posée en titre de la présentation, « Faut-il encore faire nos tonales avec des stimuli prévisibles ? », appelle une réponse nuancée. Les stimuli prévisibles ne posent pas de problème en soi et reflètent une réalité fondamentale de l'audition humaine, qui s'appuie massivement sur les prédictions pour fonctionner efficacement. Les protocoles actuels ne sont donc pas erronés, mais ils ne mesurent pas uniquement ce que nous pensons mesurer. Il devient nécessaire de reconnaître que la prédictibilité structurelle des tests audiométriques influence systématiquement les seuils mesurés. Intégrer cette dimension dans la pratique clinique permettra une interprétation plus juste, plus fine et plus individualisée des audiogrammes. À terme, la capacité prédictive elle-même pourrait devenir un biomarqueur clinique, tout aussi pertinent que les seuils classiques pour comprendre le fonctionnement auditif, diagnostiquer certaines formes de déficits et orienter les prises en charge.

Grâce aux nouveaux algorithmes de mesure automatisés et à la compréhension fine des mécanismes centraux de la perception, il devient possible de dépasser le cadre strictement

périphérique pour adopter une approche véritablement intégrative du système auditif. L'audiogramme du futur ne se contentera peut-être plus de mesurer ce que l'oreille entend, mais également la façon dont le cerveau anticipe, structure et optimise la perception des sons. Les travaux présentés ici montrent que cette dimension prédictive n'est pas un détail secondaire, mais un déterminant majeur de la sensibilité mesurée. Les cliniciens disposent désormais d'un nouvel angle pour comprendre les résultats audiométriques, affiner leurs interprétations et développer de nouveaux outils plus adaptés à la complexité réelle de l'audition humaine. ■

ARTICLE ORIGINAL

Marin, N., Gérenton, G., Jean, H., Paraouty, N., Wallaert, N., Lazard, D. S., Doelling K.B. & Arnal, L. H. (2025). Predictable sequential structure augments auditory sensitivity at threshold. *Iscience*, 28(3).

Rejoignez le réseau
des audioprothésistes 100% indépendants

Formation • Développement • Partage d'expérience

 **dyapason**

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION



**AZIZ
EL-AMRAOUI**



UNIVERSITÉ PARIS
CITÉ, INSTITUT
PASTEUR, AP-HP,
INSERM U1335,
CNRS, FONDATION
POUR L'AUDITION,
INSTITUT DE
L'AUDITION, IHU
RECONNECT,
PROGRESSIVE
SENSORY
DISORDERS,
PATHOPHYSIOLOGY
AND THERAPY,
F-75012 PARIS,
FRANCE.

DE L'ÉVOLUTION DE L'OREILLE INTERNE À LA MÉDECINE DE PRÉCISION : COMPRENDRE LES MÉCANISMES DES PERTES AUDITIVES POUR MIEUX TRAITER LES SURDITÉS

L'audition humaine est le fruit de près de 500 millions d'années d'évolution, ayant conduit à un organe sensoriel d'une performance remarquable mais aussi d'une grande vulnérabilité. L'absence de régénération des cellules sensorielles chez les mammifères explique en grande partie la fréquence et l'irréversibilité des atteintes auditives.

Au-delà des seuils audiométriques, les pertes auditives recouvrent une grande diversité de mécanismes, nécessitant une approche individualisée. Les solutions prothétiques, aides auditives et implants cochléaires, constituent aujourd'hui un pilier majeur de la prise en charge, en constante amélioration.

Parallèlement, les avancées en thérapies géniques ouvrent la voie à des approches causales ciblées. L'ensemble de ces évolutions converge vers une audiologie de précision, où comprendre les mécanismes devient essentiel pour adapter au mieux les traitements.

REMERCIEMENTS

Ces travaux sont financés par l'ANR à l'Institut reConnect (référence ANR-23-IAHU-0003), ainsi que par l'Association Française contre les Myopathies (AFM-Téléthon 29105) et la Fondation pour l'Audition (FPA IDA07). Nous remercions également la Fondation pour l'Audition pour son soutien à l'Institut de l'Audition.

1. UNE HISTOIRE ÉVOLUTIVE LONGUE POUR UNE AUDITION D'EXCEPTION

Pour comprendre les atteintes auditives et leur prise en charge, il est utile de prendre un recul inhabituel en clinique : revenir aux origines de la perception auditive, notamment au sein de l'oreille interne. En effet, l'oreille humaine est le

résultat direct d'une construction évolutive qui s'est déroulée sur près de 500 millions d'années. Cette histoire évolutive explique à la fois la performance extraordinaire de notre audition... sa vulnérabilité, et ses limites.

À l'origine, l'oreille interne des vertébrés est née comme un organe d'équilibre. Le système vestibulaire, chargé de détecter les accélérations et la position de la tête dans l'espace, est très ancien et remarquablement conservé au cours de l'évolution (Maudoux et al., 2022). L'audition, est apparue plus

tard. Le passage du milieu aquatique au milieu aérien a constitué une étape clé : les contraintes physiques du son y sont radicalement différentes. Pour s'adapter, survivre, communiquer, détecter des prédateurs ou des congénères, les vertébrés ont progressivement développé des structures spécialisées capables de capter, transmettre et analyser des signaux acoustiques de plus en plus complexes.

L'oreille interne telle que nous la connaissons aujourd'hui est le fruit de cette succession d'innovations : apparition d'un organe dédié à l'audition, spécialisation de l'épithélium sensoriel, allongement de la cochlée, organisation de la membrane basilaire en gradient mécanique, et, chez les mammifères, émergence des cellules ciliées externes et de l'amplificateur cochléaire actif (Legendre et al., 2009).

La cochlée humaine, longue d'environ 32 mm, est un capteur biologique d'une sophistication exceptionnelle. Elle ne se contente pas de transmettre un signal sonore : elle en réalise une première analyse. Les propriétés mécaniques varient le long de son axe : la base, plus rigide, traite les hautes fréquences, tandis que l'apex, plus souple, est dédié aux basses fréquences. Cette organisation tonotopique permet une analyse fréquentielle fine. Environ 3 000 cellules ciliées internes assurent la transmission du signal vers le cerveau, tandis que 9 000 à 12 000 cellules ciliées externes assurent une amplification active, essentielle à la sensibilité et à la sélectivité fréquentielle. Avec près de 3000 capteurs auditifs, la cochlée humaine permet de discriminer les sons sur une large plage fréquentielle (20-20 000 Hz), avec une précision indispensable à la compréhension de la parole (Maudoux et al., 2022). Ce point est central pour les professionnels de l'audition : entendre ne consiste pas uniquement à détecter un son. Il s'agit d'analyser un signal complexe, d'en extraire l'information utile et de la discriminer dans des environnements souvent bruyants. L'oreille interne est ainsi une

**LES SOLUTIONS PROTHÉTIQUES,
AIDES AUDITIVES ET IMPLANTS
COCHLÉAIRES, CONSTITUENT
AUJOURD'HUI UN PILIER MAJEUR
DE LA PRISE EN CHARGE, EN
CONSTANTE AMÉLIORATION.**

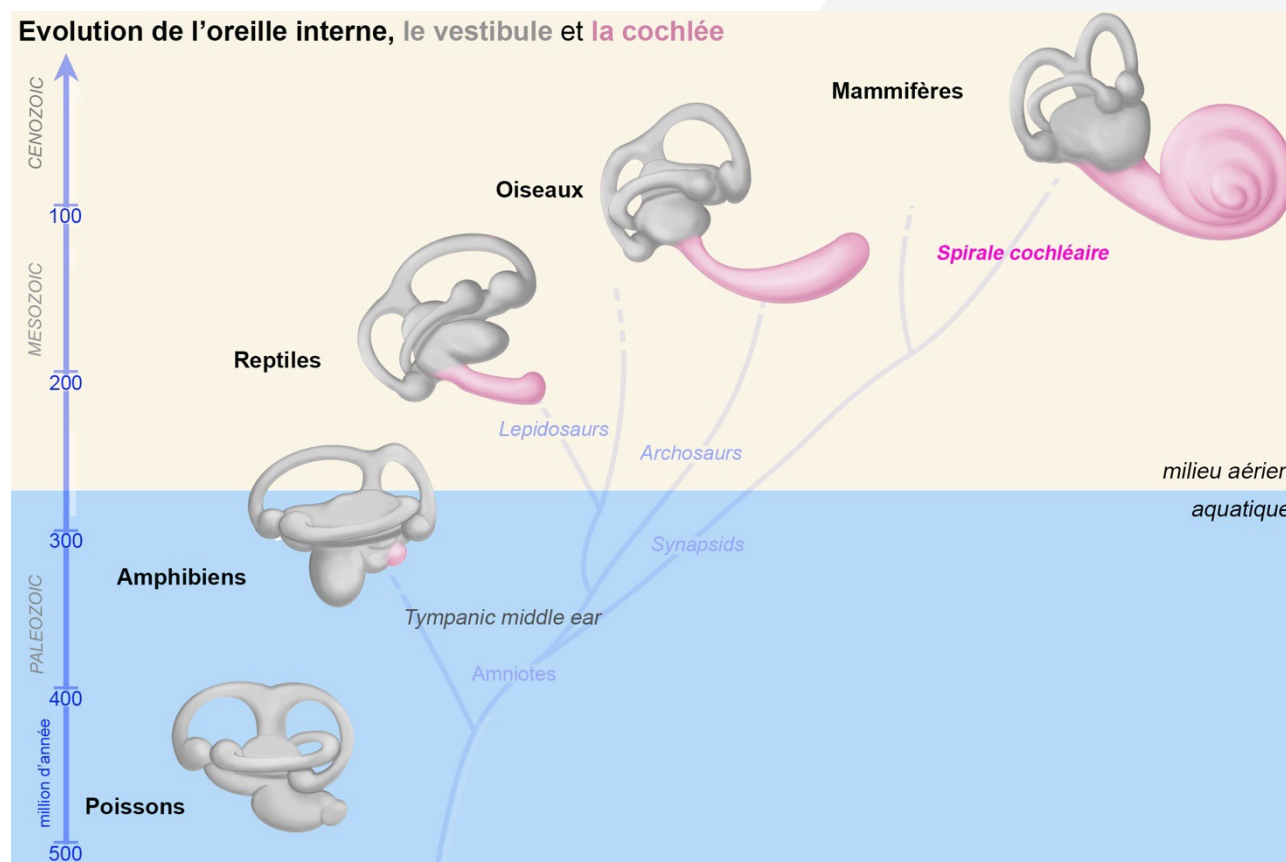


Figure 1. Origine évolutive de l'oreille interne chez les vertébrés. Le système vestibulaire (en gris), composé de l'utricule, du saccule et des trois canaux semi-circulaires, est une structure ancestrale dont l'organisation a très peu évolué au cours de l'évolution des vertébrés. À l'inverse, l'audition est une acquisition plus récente. Les premières structures auditives apparaissent chez les amphibiens, sous la forme d'une papille rudimentaire (en violet). Celle-ci se spécialise et s'allonge progressivement chez les reptiles et les oiseaux, avant de donner naissance, chez les mammifères, à la spirale cochléaire. Cette transformation reflète l'émergence progressive d'un organe hautement spécialisé, capable d'analyser avec précision les fréquences sonores dans un milieu aérien. Adaptée de (Delmaghani and El-Amraoui, 2020 ; Maudoux et al., 2022).

véritable machine d'analyse. Cette performance exceptionnelle est le résultat de l'évolution... mais elle s'accompagne d'une fragilité intrinsèque.

2. LE PRIX DE LA PERFORMANCE : FRAGILITÉ ET IRRÉVERSIBILITÉ DES ATTEINTES

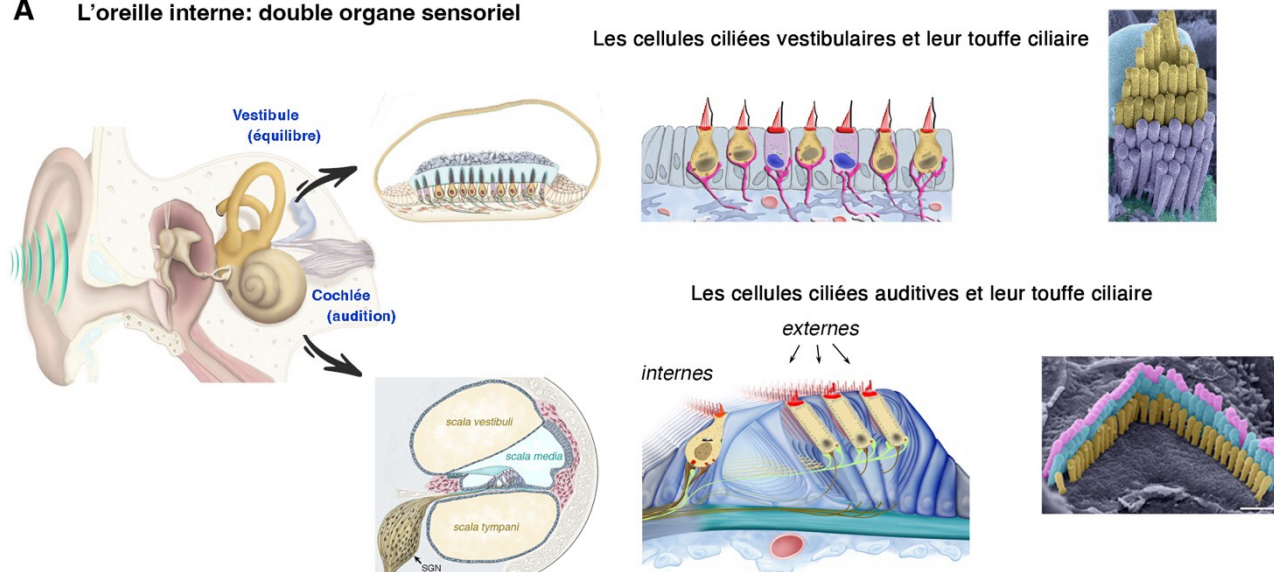
Cette sophistication a un coût. La cochlée des mammifères est un organe extrêmement performant, mais aussi particulièrement vulnérable. Les cellules ciliées externes, au cœur de l'amplification cochléaire, reposent sur des mécanismes d'une précision nanométrique. Cette précision est indispensable à la performance auditive, mais elle rend ces cellules sensibles aux agressions.

Contrairement à de nombreux vertébrés non mammifères, les mammifères ont perdu la capacité de régénérer leurs cellules sensorielles. Chez l'humain, le nombre de cellules ciliées et de neurones auditifs est fixé avant la naissance. La

cochlée est fonctionnelle dès la fin de la gestation, mais elle ne dispose pas de mécanismes efficaces de renouvellement. Ainsi, toute atteinte des cellules ciliées, de leurs synapses ou des neurones auditifs est, dans la majorité des cas, irréversible. Bruit, vieillissement, infections, médicaments ototoxiques ou facteurs génétiques peuvent altérer durablement l'organe auditif (Maudoux et al., 2022 ; Vitry et al., 2025). Ce constat explique la fréquence élevée des pertes auditives. Il ne s'agit pas d'un phénomène marginal, mais d'un enjeu majeur de santé publique. La vulnérabilité intrinsèque de l'oreille interne, combinée aux expositions environnementales, conduit à une prévalence croissante des déficits auditifs.

Pour les professionnels de l'audition, cela implique un changement de perspective : la plupart des pertes auditives neurosensorielles traduisent un dommage structurel ou fonctionnel durable. Dès lors, la question n'est pas seulement "comment amplifier ?", mais "qu'est-ce qui est atteint ?" et "comment compenser au mieux cette atteinte spécifique ?".

A L'oreille interne: double organe sensoriel



B La cochlée : Une organisation similaire, mais des propriétés physiques et fonctionnelles qui varient graduellement

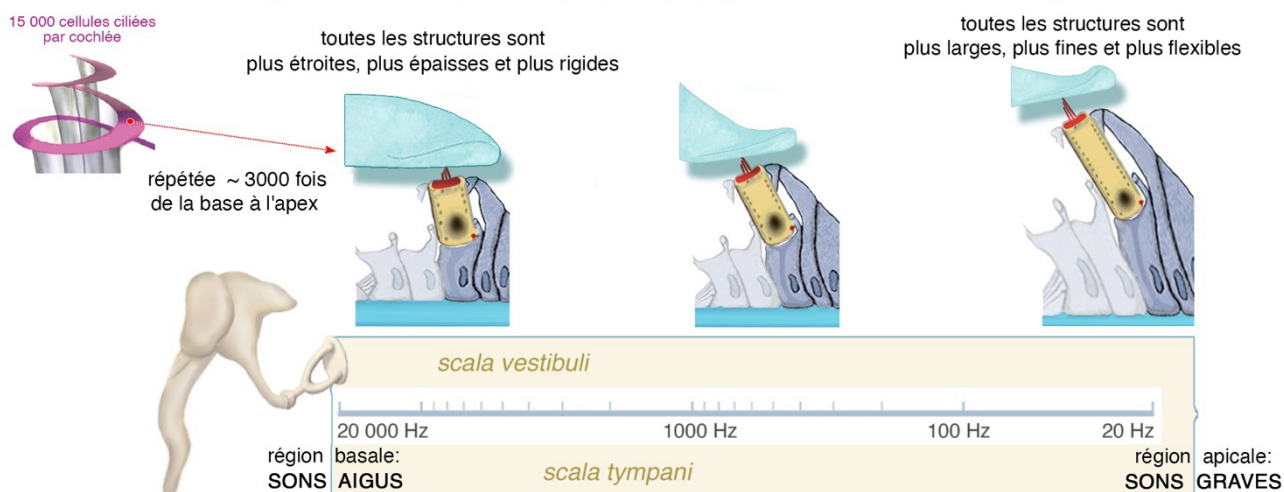


Figure 2. Organisation de l'oreille interne humaine et principes de la tonotopie cochléaire. (A) L'oreille interne regroupe le vestibule (organe de l'équilibre), et la cochlée (organe de l'audition), structure hautement spécialisée. La cochlée est constituée de trois compartiments remplis de liquides de compositions ioniques distinctes (scala vestibuli, scala media, scala tympani). Dans le canal central, l'organe de Corti, capteur sensoriel auditif, comprend une rangée de cellules ciliées internes, responsables de la transmission de l'information auditive vers le système nerveux, et trois rangées de cellules ciliées externes, spécifiques des mammifères, impliquées dans l'amplification cochléaire. Les touffes ciliaires, situées au pôle apical des cellules, constituent le site de la transduction mécano-électrique. (B) Le long de la cochlée, les propriétés mécaniques des structures (cellules ciliées, membrane basilaire et membrane tectoriale) varient progressivement de la base à l'apex, définissant une organisation tonotopique : la base, plus rigide, est spécialisée dans la détection des hautes fréquences, tandis que l'apex, plus souple, est dédié aux basses fréquences. Cette organisation est conservée tout au long des voies auditives jusqu'au cortex. Adaptée de (Maudoux et al., 2022).

3. UNE GRANDE DIVERSITÉ D'ATTEINTES : UN ENJEU MAJEUR POUR LA PRATIQUE MÉDICALE

L'un des messages clés est qu'il n'existe pas une perte auditive, mais des pertes auditives : des dizaines de patients peuvent présenter un audiogramme similaire tout en relevant de

mécanismes pathologiques différents. Certaines atteintes concernent principalement les cellules ciliées externes : la sensibilité diminue, la sélectivité fréquentielle s'altère, la compréhension dans le bruit devient difficile. D'autres touchent les cellules ciliées internes ou la synapse entre celles-ci et les neurones auditifs : la transmission du signal est altérée, la synchronisation est perturbée. D'autres encore impliquent le nerf auditif ou des mécanismes métaboliques

affectant l'environnement ionique de la cochlée (Delmaghani and El-Amraoui, 2020 ; Maudoux et al., 2022).

À cette diversité physiopathologique s'ajoute une grande diversité de causes : génétiques, environnementales, infectieuses, médicamenteuses ou liées à l'âge. Les surdités génétiques illustrent particulièrement cette complexité, avec plusieurs centaines de gènes impliqués et une variabilité importante des phénotypes. Un même gène peut produire des phénotypes différents selon la mutation précise, l'environnement sonore, l'état métabolique ou d'autres facteurs modificateurs.

Cette hétérogénéité a des conséquences directes en pratique, imposant une adaptation des stratégies thérapeutiques. Une amplification standardisée ne peut répondre de façon optimale à toutes les configurations. La compréhension du profil auditif doit aller au-delà du seuil tonal. Les otoémissions acoustiques renseignent sur la fonction des cellules ciliées externes. Les potentiels

évoqués auditifs apportent des informations sur la transmission et la synchronisation neuronale. Les tests de discrimination vocale dans le bruit, les évaluations de fatigue d'écoute ou de traitement temporel enrichissent le tableau fonctionnel. Le diagnostic génétique, lorsque pertinent, peut éclairer le mécanisme sous-jacent et le pronostic.

Pour les professionnels de l'audition, cela signifie que le réglage optimal d'un appareil palliatif repose sur une approche individualisée. La perte d'amplification active, par exemple, nécessite des stratégies spécifiques pour tenter de restaurer un contraste fréquentiel fonctionnel. Les atteintes synaptiques peuvent exiger une attention particulière aux paramètres temporels et dynamiques. La variabilité interindividuelle n'est pas une exception, mais la règle. La médecine de précision doit donc être au cœur de la prise en charge : bien caractériser l'atteinte pour mieux adapter la réponse.




Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

Groupe Olbinski — 85 rue de Cambrai 59500 Douai
+33 3 27 95 53 53 secretariat@groupe-olbinski.com — www.groupe-olbinski.com

4. LES SOLUTIONS PROTHÉTIQUES : UN PILIER CENTRAL, EN CONSTANTE ÉVOLUTION

Aujourd'hui, les aides auditives et les implants cochléaires constituent les seules solutions efficaces pour un grand nombre d'atteintes auditives. Elles permettent de pallier les conséquences fonctionnelles de la perte auditive et d'améliorer significativement la communication, la qualité de vie et l'insertion sociale.

Les aides auditives modernes vont bien au-delà de la simple amplification. Elles intègrent des technologies avancées permettant d'analyser l'environnement sonore et d'adapter le signal en temps réel. Directionnalité, réduction de bruit, connectivité et intelligence embarquée contribuent à améliorer l'intelligibilité et le confort d'écoute.

L'implant cochléaire représente une avancée majeure pour les surdités sévères à profondes. En stimulant directement le nerf auditif, il contourne les cellules sensorielles défectueuses et permet à des patients profondément sourds d'accéder à la parole. Les progrès technologiques ont amélioré la qualité du codage, la fiabilité des dispositifs et les performances en compréhension vocale.

Ces solutions constituent un pilier de la prise en charge. Leur efficacité dépend cependant de leur adéquation au profil du patient. Les réglages personnalisés, l'adaptation aux capacités résiduelles et la prise en compte des besoins individuels sont essentiels.

Les efforts actuels visent à rapprocher les performances prothétiques de celles de l'audition physiologique, notamment en améliorant la résolution fréquentielle et la compréhension dans le bruit.

5. VERS UNE MÉDECINE DE PRÉCISION EN AUDIOLOGIE : INTÉGRER PROTHÈSES ET THÉRAPIES CAUSALES

Parallèlement aux progrès prothétiques, la recherche explore des approches curatives ou partiellement restauratrices. Parmi ces approches alternatives et complémentaires, les thérapies géniques représentent aujourd'hui l'un des champs les plus prometteurs (Vitry et al., 2025). Dans certaines surdités monogéniques, comme celles liées au gène OTOF (DFNB9),

des essais cliniques récents ont montré qu'une administration ciblée d'un gène fonctionnel peut améliorer significativement les réponses auditives et la perception de la parole (Han et al., 2026; Vitry et al., 2025).

Ces avancées illustrent un principe fondamental : un traitement est d'autant plus efficace qu'il cible précisément le mécanisme en cause. Cela renforce l'importance du diagnostic étiologique. Identifier le mécanisme exact n'est plus seulement informatif ; cela peut conditionner l'accès à une thérapie spécifique, influencer le choix entre implantation et approche conservatrice, ou guider le conseil génétique.

La médecine de précision en audiologie ne s'oppose pas aux solutions prothétiques ; elle les complète. Quel que soit le traitement, aide auditive, implant cochléaire, thérapie génique ou pharmacologique, son efficacité maximale repose sur l'adéquation au profil individuel.

Dans un système aussi complexe et spécialisé que la cochlée, le traitement le plus efficace est celui qui cible la cause, ou qui, à défaut, s'adapte précisément au mécanisme dominant. Mieux comprendre l'histoire évolutive et la physiologie de l'oreille humaine, mieux caractériser les atteintes, mieux collecter les informations diagnostiques, c'est créer les conditions d'une prise en charge personnalisée et optimisée.

Pour les professionnels de l'audition, cela signifie que l'avenir repose autant sur la maîtrise technologique que sur la compréhension biologique. L'oreille humaine est le fruit de 500 millions d'années d'évolution. La qualité de sa prise en charge dépend désormais de notre capacité à intégrer cette complexité dans une pratique quotidienne fondée sur la précision, l'adaptation et l'innovation continue. ■

RÉFÉRENCES

- Delmaghani, S., and A. El-Amraoui. 2020. Inner Ear Gene Therapies Take Off: Current Promises and Future Challenges. *J Clin Med*. 9.
- Han, S., Z. Chen, D. Wang, L. Jiang, X. Fan, J. Zhong, C. Cui, Y. Chen, J. Lv, J. Zhang, Y. Zhao, D. Shi, W. Lu, S. Chen, H. Jiang, W. Yuan, Q. Wang, G. Feng, X. Liu, H. Yuan, F.G. Zeng, H. Li, Z.Y. Chen, and Y. Shu. 2026. Clinical gene therapy restores hearing: a paradigm shift. *Trends Mol Med*. 32:269-283.
- Legendre, K., C. Petit, and A. El-Amraoui. 2009. [The outer hair cell of the mammalian cochlea: an outstanding amplifier]. *Med Sci (Paris)*. 25:117-120.
- Maudoux, A., S. Vitry, and A. El-Amraoui. 2022. Vestibular deficits in deafness: clinical presentation, animal modeling and treatment solutions *Front. Neurol*. 13:816534.
- Vitry, S., C. Mendia, A. Maudoux, and A. El-Amraoui. 2025. Advancing precision ear medicine: leveraging animal models for disease insights and therapeutic innovations *Mamm Genome*. 36:e2410776.

ELSA LEGRIS



AUDIOPROTHÉSISTE
DE, PHD
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

CORRECTION DES HAUTES FRÉQUENCES ET LEUR TOLÉRANCE CHEZ DES PATIENTS MALENTENDANTS APPAREILLÉS

CAS CLINIQUE

En cas de perte auditive dans les hautes fréquences, la littérature suggère en premier lieu d'appliquer un gain important sur les hautes fréquences (Byrne et al., 2001). Toutefois, il est difficile d'obtenir le gain prescrit dans les hautes fréquences lors de l'adaptation d'une aide auditive, car celle-ci génère de la résonance et une qualité sonore dégradée. Malgré les preuves de l'efficacité de l'amplification des hautes fréquences, son impact a été ré-évaluée. Les études suggèrent des résultats contrastés selon les patients, avec une grande variabilité individuelle, et ce plus particulièrement si les seuils en hautes fréquences sont supérieurs à 55-60 dB HL (Amos and Humes, 2001; Cox et al., 2011). Afin de pallier à cette problématique, des traitements de signaux tels que le décalage en fréquence, la compression fréquentielle ou la transposition fréquentielle sont disponibles sur les aides auditives. Les

résultats obtenus pour ces traitements de signaux diffèrent selon les études. Une étude récente de Yakumina et al (2021), a réalisé une comparaison chez 103 sujets afin de comparer les résultats obtenus pour 3 groupes de sujets utilisant: la compression fréquentielle, la transposition fréquentielle, et l'amplification simple (Yakumina and Nam, 2021). Les résultats montrent une amélioration de l'intelligibilité dans le bruit et dans le calme lors du port de l'appareillage mais, sans différence significative entre les 3 groupes. Ce résultat suggère une efficacité équivalente des 3 possibilités de traitement (amplification/compression/transposition). Les questionnaires de qualité de vie (APHAB) montrent quant à eux, un score supérieur pour les patients utilisant l'amplification seule. Afin de confronter la réalité clinique à la littérature, une évaluation chez un patient présentant une surdité en pente de ski a été réalisée.

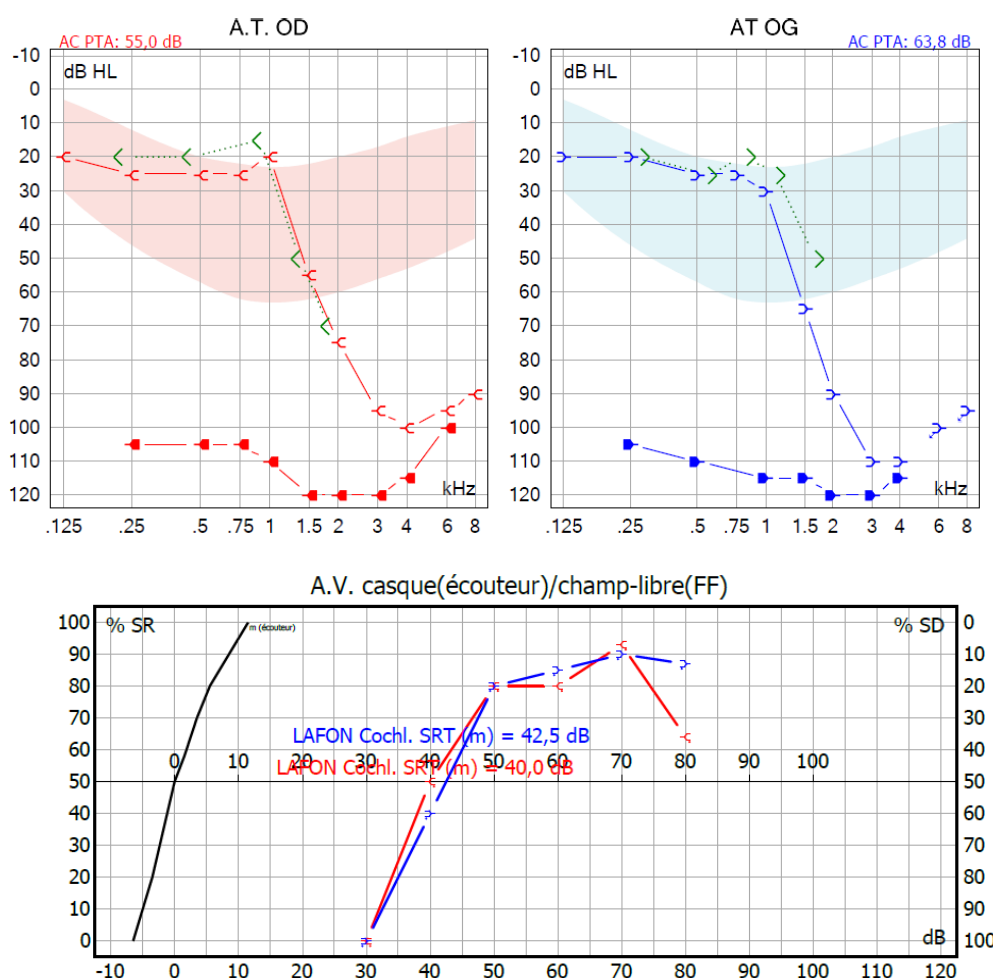


Figure 1.
Audiogramme Tonal
et Vocal de Monsieur
CODE.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Monsieur CODE est âgé de 67 ans, il est principalement gêné dans le bruit. Ce patient a été exposé de façon conséquente à un environnement professionnel bruyant (travail en chaudronnerie) sans port de protection auditive. Il pratique également des loisirs bruyants tels que la chasse et le bricolage. Il ne présente pas d'acouphène ni de vertige, n'a pas d'antécédents ORL, pas de cérumen, ni eczéma, et n'a pas d'antécédent familial de perte auditive. Son

audiométrie tonale et vocale a été mesurée aux inserts (**Figure 1**). L'audiométrie vocale a été effectuée avec les listes cochléaires de Lafon (voix d'homme). L'audiométrie tonale montre une bonne perception des basses fréquences jusqu'à 1kHz. A partir de 1.5kHz, les seuils sont inférieurs à 50dB HL, laissant supposer un endommagement des cellules ciliées externes. Le seuil de reconnaissance vocal est de 40dB SPL à droite et de 42.5dB SPL à gauche.

L'adaptation prothétique de ce patient a été réalisée avec des appareils de classe II de marque Oticon, et des embouts sur mesure (évent de 1,5mm). La prescription de réglage était basée sur la cible DSL v5. Afin de reprendre le principe du protocole de Yakumina et al 2021, l'objectif pour ce patient était d'évaluer l'efficacité et la tolérance obtenue lors du port de l'appareillage auditif selon trois types de

traitement, proposés par 3 programmes mis à sa disposition : (1) une amplification seule (mise à la cible DSL V5 en MIV), (2) Amplification et activation du Speech Rescue à une fréquence de coupure de 2,4kHz ; (3) Amplification avec sous correction des fréquences aiguës (-7dB sur la zone [2-8] kHz).

RÉSULTATS

Les résultats obtenus pour le gain prothétique tonal et vocal dans le silence sont présentés sur la **Figure 2**. Le résultat du gain prothétique tonal montre que l'audibilité la plus élevée était obtenue avec le Programme 2 (Courbe verte) utilisant le Speech Rescue, puisqu'il permettait la perception des fréquences entre 2000 et 4000Hz, non perçues sur les autres programmes.

Le gain prothétique vocal obtenu avec des listes cochléaires de Lafon en voix de femme, montrait des résultats similaires entre les Programmes 1 (amplification simple) et 2 (Speech Rescue). Le programme 3 (sous correction des aigus), montrait une compréhension plus basse en voix basse et normale.

Afin d'évaluer l'intelligibilité dans le bruit, un test Framatrix a été réalisé. Cependant, son évaluation s'est avérée non mesurable. Aussi, dans le but de pouvoir malgré tout mesurer sa compréhension dans le bruit, une audiométrie vocale manuelle à pas fixe et déterminé de 5dB a été réalisée. Le matériel vocal était les listes cochléaires de Lafon (voix de femme) qui ont été envoyées par un haut-parleur situé à 0° face au sujet. Un bruit de type cocktail party (Onde Vocale Globale de Léon

A L'ISSUE DE CE MOIS D'ESSAI, ON ON PEUT DONC S'INTERROGER SUR L'ÉVOLUTION DE CE PATIENT : SON ACCLIMATATION À L'APPAREILLAGE SERA-T-ELLE PLUS LONGUE ? PARVIENDRA-T-IL À SUPPORTER L'AMPLIFICATION DES HAUTES FRÉQUENCES À LONG TERME ?

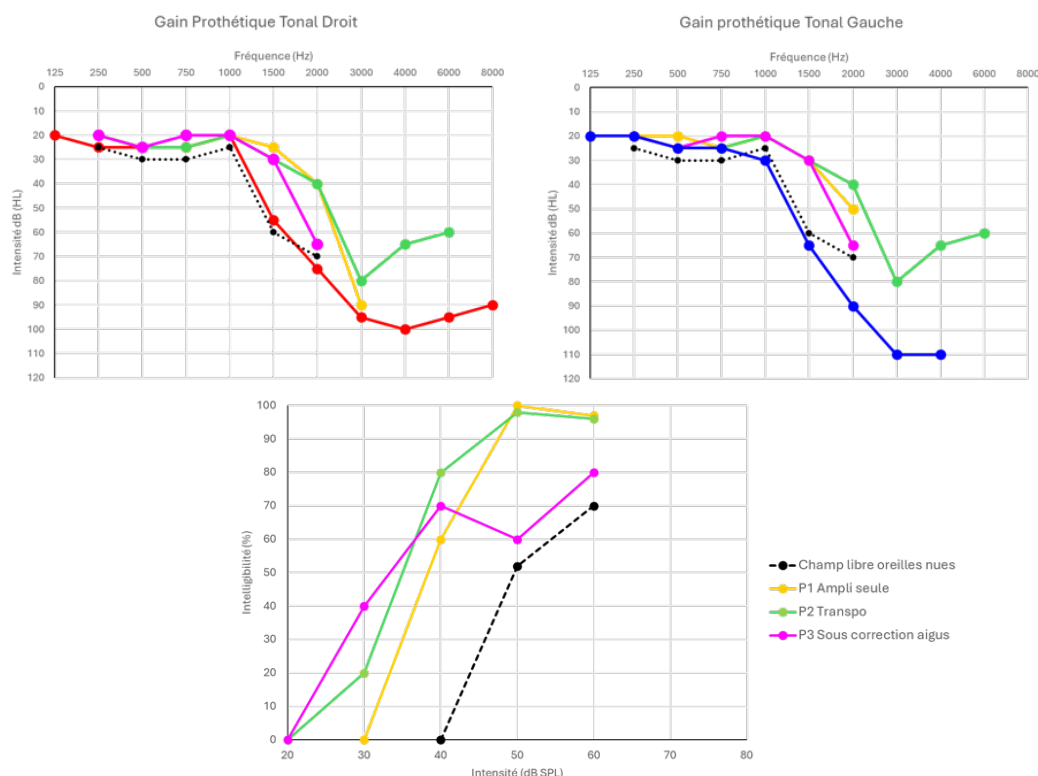


Figure 2. Gain prothétique tonal et vocal (liste cochléaire de Lafon, voix de femme), obtenu pour les 3 programmes (P1 (orange) amplification seule, P2 (vert) Speech Rescue, P3 (Rose) Sous correction des aigus).

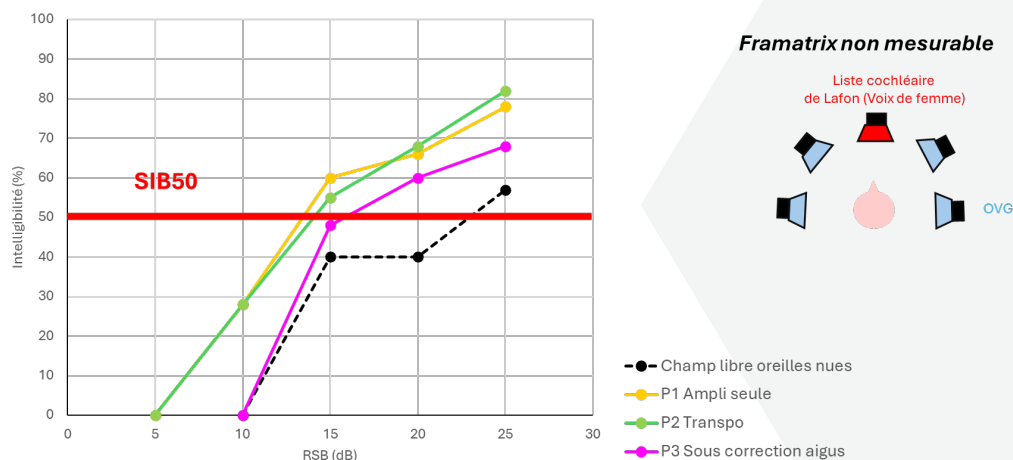


Figure 3.
Gain prothétique vocal dans le bruit de Monsieur CODE.

Dodelé) a été envoyé sur 4 autres hauts parleurs situés à -60, -30, +30, +60° du sujet.

Les résultats montrent des courbes proches entre les programmes 1 (amplification) et 2 (Speech Rescue). Le résultat obtenu en P3 (sous correction des aigus) est quant à lui inférieur d'environ 10% à tous les RSB.

A l'issue de cet essai, le patient ressentait une amélioration de sa compréhension, mais le son lui paraissait très métallique et difficilement supportable au quotidien. Le seul programme toléré était le Programme 3 (sous correction des aigus), qu'il portait 8h30 par jour. Les données du Datalogging révèle que le temps passé sur le programme 1 (amplification maximale) était de 15%, et de 5% sur le P2 (Speech Rescue). Le P2 était le moins bien toléré, avec une impression de zozotement désagréable lorsque l'on s'adressait à lui.

CONCLUSION

Bien que l'efficacité d'une amplification maximale et du Speech Rescue soit mise en évidence pour Monsieur CODE, celui-ci n'y a pas trouvé de réel confort et préférerait rester sur un programme sous corrigé, bien que moins efficace.

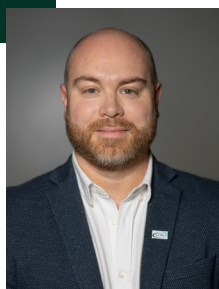
A l'issue de ce mois d'essai, on peut donc s'interroger sur l'évolution de ce patient : son acclimatation à l'appareillage sera-t-elle plus longue ? Parviendra-t-il à supporter l'amplification des hautes fréquences à long terme ?

Parallèlement à cela, on peut également se questionner sur la méthode d'appareillage en elle-même, le patient aurait-il mieux supporté l'amplification s'il n'avait pas eu le choix d'un programme moins fort ? ■

RÉFÉRENCES

- Amos, N., Humes, L.E., 2001. The contribution of high frequencies to speech recognition in sensorineural hearing loss. Maastricht, The Netherlands: Shaker Publishing, BV; 2001, in: *Physiological and Psychophysical Bases of Auditory Function*. pp. 437-444.
- Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., Katsch, R., Keidser, G., 2001. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *J Am Acad Audiol* 12, 37-51.
- Cox, R.M., Alexander, G.C., Johnson, J., Rivera, I., 2011. Cochlear Dead Regions in Typical Hearing Aid Candidates: Prevalence and Implications for Use of High-Frequency Speech Cues. *Ear Hear* 32, 339-348. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e318202e982>
- Dawes, Piers, et Kevin J. Munro. 2017. « Auditory Distraction and Acclimatization to Hearing Aids ». *Ear & Hearing* 38 (2) : 174-83. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000366>. EuroTrak_FRANCE 2025.
- Cygi, Brian, et Deborah Ann Hall. 2015. « Background sounds and hearing-aid users: A scoping review ». *International Journal of Audiology*, publication en ligne anticipée. <https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1072773>.
- Rakita, Lori, Huiwen Goy, et Gurjit Singh. 2021. « Descriptions of Hearing Aids Influence the Experience of Listening to Hearing Aids ». *Ear & Hearing Publish Ahead of Print* (septembre). <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001130>.
- Sabatier, Juliette. 2025. « La France atteint le meilleur taux mondial d'appareillage sans baisse de la satisfaction (Eurotrak 2025) ». *L'Ouïe Magazine*, juin 6. <https://www.ouiemagazine.net/2025/06/06/meilleur-taux-appareillage-monde-eurotrak-france/>.
- Yakunina, N., Nam, E.-C., 2021. A double-blind, randomized controlled trial exploring the efficacy of frequency lowering hearing aids in patients with high-frequency hearing loss. *Auris Nasus Larynx* 48, 221-226. <https://doi.org/10.1016/j.anl.2020.08.021>

BENJAMIN CHAIX



MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE
AUDIOPROTHÉSISTE
D.E
ALLIANCE AUDITION
LA GRANDE MOTTE
CHU DE
MONTPELLIER
UNIVERSITÉ DE
MONTPELLIER

COMMENT OPTIMISER LA PERFORMANCE DES APPAREILS AUDITIFS EN MILIEU BRUYANT ?

Malgré les progrès technologiques réalisés ces dernières années, la compréhension de la parole en milieu bruyant reste une plainte fréquente de nos patients. L'objectif de notre accompagnement n'est pas de promettre une suppression du bruit irréaliste, mais d'identifier les leviers réellement efficaces leur permettant d'optimiser le rapport signal-à-bruit exploitable, en tenant compte à la fois des capacités des aides auditives choisies et des capacités auditives centrales propres à chacun.

LES MICROPHONES

L'optimisation des performances dans le bruit repose sur une bonne connaissance des outils à notre disposition et sur la compréhension de leurs interactions. Parmi eux, les microphones directionnels permettent de favoriser les sons provenant d'une direction privilégiée afin de faire émerger le signal de parole par rapport au bruit ambiant. Les systèmes actuels fonctionnent selon une directivité fixe ou adaptative, cette dernière ajustant en permanence la polarité microphonique en fonction de la provenance du bruit, parfois en intégrant des capteurs de mouvement pour affiner la stratégie directionnelle. Les données récentes confirment l'intérêt clinique de ces dispositifs : la combinaison de la directionnalité et de la réduction de bruit améliore significativement la compréhension de la parole dans le bruit, avec un bénéfice fortement dépendant du type de couplage acoustique utilisé (Jürgens et al.) (Valderrama et al.). Les effets positifs seraient également modulés par l'âge, les sujets plus jeunes tirant généralement davantage profit de la directionnalité que les sujets âgés, chez lesquels les mécanismes centraux de traitement spatial sont parfois altérés (Morvan et al.).

Au-delà des microphones intégrés aux aides auditives, les microphones déportés sont très efficaces lorsque la distance avec un locuteur est élevée ou lorsque l'environnement est fortement bruité, comme en réunion, au restaurant, à l'école ou au travail. En plaçant un microphone au plus près de la source utile, ces systèmes permettent donc une amélioration du rapport signal-à-bruit. Les études montrent des gains de compréhension pouvant dépasser 60 % par rapport à l'appareillage seul (Thibodeau, et al.), ce qui en fait une solution de choix chez certains patients, notamment ceux présentant des troubles du traitement auditif ou des difficultés majeures dans le bruit malgré un audiogramme tonal relativement préservé.

LES RÉDUCTEURS DE BRUIT

Implémenté sous forme d'algorithmes multibandes dits « intelligents », ils estiment en permanence le rapport signal-à-bruit dans plusieurs bandes fréquentielles et atténuent sélectivement les composantes dominées par le bruit. Historiquement, les réductions de bruit classiques sans traitement spatial n'ont pas démontré d'amélioration directe de l'intelligibilité

de la parole, mais elles réduisent de manière significative la sensation de bruit et l'effort d'écoute, ce qui constitue déjà un bénéfice clinique important (Diehl, et al.). Les travaux récents confirment qu'une réduction de bruit modérée à forte, correctement paramétrée dans un programme type « parole dans le bruit », peut améliorer le confort et diminuer la charge cognitive sans altérer l'intelligibilité (Dong et al.). Les évolutions les plus marquantes concernent l'intégration de méthodes d'apprentissage automatique et de réseaux de neurones profonds, entraînés sur de grandes bases de données pour séparer la parole du bruit par des techniques de classification. Certaines études suggèrent que ces algorithmes peuvent restaurer une intelligibilité proche de celle observée chez des sujets normo-entendants (Diehl et al.). Néanmoins, ces traitements doivent être utilisés avec discernement, car leur interaction avec la compression dynamique peut parfois dégrader le rapport signal-à-bruit en sortie, notamment dans des environnements à bruit stationnaire. Une compression trop rapide ou trop forte tendra à lisser les contrastes temporels de la parole et pourra nuire à la compréhension, alors qu'une compression plus lente ou modérée préservera davantage les indices utiles (Naylor & Johannesson).

L'ADAPTATION SUR-MESURE

Le choix du couplage acoustique jouant un rôle déterminant, il faut garder en tête qu'un couplage ouvert, en laissant « s'échapper » les basses fréquences, réduit l'effet d'occlusion et rend la propre voix plus naturelle, mais limite l'efficacité de la directivité microphonique et de certaines réductions de bruit (Winkler et al.) (Magnusson et al.). À l'inverse, un couplage plus obturant améliore la transmission de l'amplification au tympan, autorise davantage de gain dans les basses fréquences et préserve mieux l'action des traitements directionnels, au prix d'un risque accru d'occlusion et d'inconfort (Kuk et al.). Un mauvais couplage acoustique modifie également l'enveloppe temporelle et la structure fine du signal, entraînant une perte de contraste qui pénalise directement l'intelligibilité dans le bruit. Dans ce contexte, les mesures « in vivo » doivent être systématiquement réalisées pour ajuster précisément le niveau de sortie au plus près du tympan (Engler et al.). La mesure in vivo est le

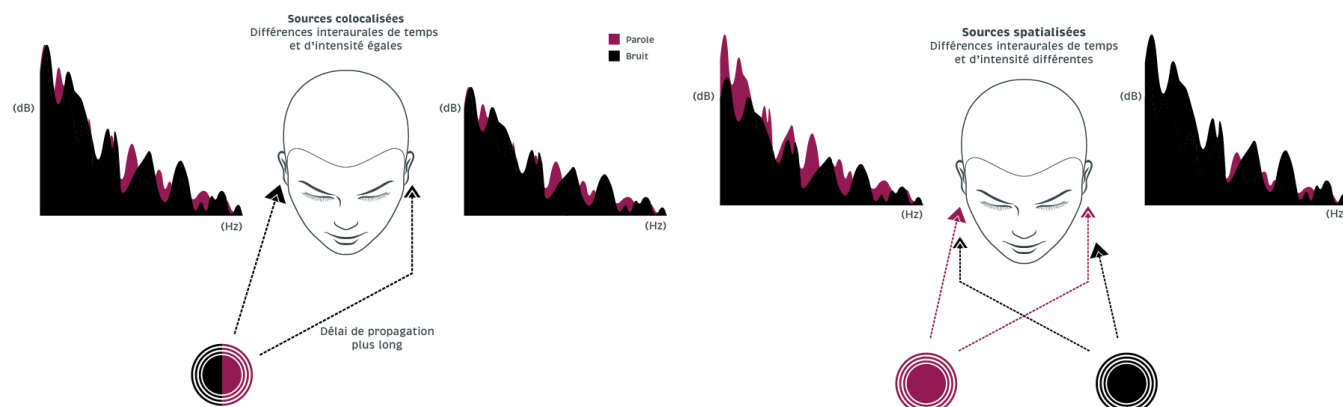


Figure 1.
Démasquage auditif en fonction de la position de la source sonore d'après le travail de thèse d'Antoine Lorenzi

seul outil permettant d'identifier les déficits de gain liés à un couplage acoustique inadapté, à un événement trop large ou à des pertes de gain induites par certains algorithmes directionnels (Kara et al.). Ne pas oublier que l'utilisation d'indicateurs tels que le Speech Intelligibility Index aide à cadrer les objectifs de réglage et à objectiver les choix effectués.

LA CONNAISSANCE FINE DES CAPACITÉS BINAURALES DU PATIENT

Même avec des technologies en constante évolution et des réglages d'amplification personnalisés, la performance finale d'un appareillage auditif en environnement bruyant dépend fortement des capacités d'analyse binaurale propres à chaque patient. Les aides auditives visent à mettre en exergue le signal dit utile, mais in fine c'est le système auditif central (c'est-à-dire à partir du ganglion spiral) qui exploite les indices binauraux qui lui parviennent afin de séparer la parole du bruit.

L'audition binaurale repose sur plusieurs mécanismes complémentaires, parmi lesquels la sommation binaurale et l'exploitation des différences interaurales d'intensité et de temps, liées respectivement à l'effet d'ombre de la tête et à l'azimut d'une source sonore, créant des distances de propagation différentes entre les deux oreilles. Le démasquage auditif résulte de l'intégration de ces différents mécanismes (Figure 1).

En pratique, une parole ne peut être perçue que si son niveau émerge du bruit. Un rapport signal-à-bruit (RSB) négatif ne permet pas, en théorie, la perception de la parole. Il convient toutefois de ne pas faire d'amalgame : en pratique clinique, on utilise des RSB négatifs car il s'agit de RSB moyens, calculés à l'échelle d'un mot ou d'une phrase. Autrement dit, à une échelle temporelle plus fine, le RSB varie au sein même du signal de parole, alternant des instants où il est positif et d'autres où il est négatif. Pour être perçue, la parole doit nécessairement émerger du bruit à certains moments, c'est-à-dire présenter localement un RSB positif.

L'effet d'ombre de la tête facilite l'émergence de la parole, lorsque la parole et le bruit sont spatialement distincts. Par exemple, si la parole et un bruit sont présentés en face, le RSB est identique sur chaque oreille. Si la parole est présentée à droite, le bruit à gauche, le RSB devient très favorable à droite et défavorable à gauche : ce sont les indices interauraux d'intensité.

Enfin, il existe des analyses temporelles liées à la distance séparant les deux oreilles. Si la parole est à droite et le bruit à gauche, la parole arrive d'abord à l'oreille droite puis à l'oreille gauche, tandis que le bruit présente le schéma inverse. Notre système auditif dispose ainsi d'indices interauraux de temps, permettant au système auditif central d'analyser la cohérence (le lien) des signaux reçus par les deux oreilles : c'est le démasquage binaural.

L'ensemble de ces mécanismes permet la ségrégation des différents flux sonores présents dans l'environnement et autorise ensuite les mécanismes attentionnels à se focaliser sur l'un d'entre eux, le signal dit utile, ou le signal d'intérêt pour le patient.

Il faut donc être vigilant sur la symétrie et la cohérence des délais de traitement entre les deux aides auditives. Des délais interauraux excessifs induits par les aides auditives (supérieurs à 750 microsecondes) et surtout des délais différents entre les deux aides auditives, brouillent les indices temporels utiles et réduisent le bénéfice binaural. Certains algorithmes fonctionnant de manière asynchrone par oreille, comme certaines réductions de bruit ou systèmes anti-larsen, peuvent altérer cette cohérence. Il convient donc de privilégier, lorsque cela est possible, des traitements binauraux synchronisés afin de préserver les indices interauraux de temps et d'intensité.

MÊME AVEC DES TECHNOLOGIES EN CONSTANTE ÉVOLUTION ET DES RÉGLAGES D'AMPLIFICATION PERSONNALISÉS, LA PERFORMANCE FINALE D'UN APPAREILLAGE AUDITIF EN ENVIRONNEMENT BRUYANT DÉPEND FORTEMENT DES CAPACITÉS D'ANALYSE BINAURALE PROPRES À CHAQUE PATIENT

Figure 2.
Audiométrie vocale dans le bruit, au casque. Comparaison de la différence entre la valeur mesurée en condition Diotique Do (même signal vocal sur chaque oreille, courbe noire) et condition Dichotique DcA (signal de parole déphasé, courbe violette). Le démasquage vocal est calculé par la différence Do-DcA.



L'évaluation des capacités de démasquage binaural, c'est-à-dire du traitement des différences interaurales de temps, peut être réalisée en amont à l'aide de tests automatiques adaptés et normés, tel que le SoNoise EVO, distribué par la société Sonup (Figure 2). Elle permet d'objectiver les différences intra-patients. Par exemple, chez certains patients présentant une très bonne conservation des fréquences graves, ces tests mettent en évidence une bonne préservation des capacités de démasquage binaural.

Se pose alors la question du couplage acoustique : la mise en place d'un embout occlus, théoriquement favorable à une meilleure gestion du bruit par les aides auditives, est-elle réellement plus pertinente qu'un embout plus ouvert, associé à un délai interaural aussi faible que possible par rapport au son direct (ne transitant pas par l'appareil), et surtout à des délais strictement synchrones entre les deux aides auditives ?

L'évaluation préalable de ces capacités permet d'orienter la stratégie prothétique, tant en

termes de choix du couplage acoustique que d'amplification et du niveau d'intervention des algorithmes.

CONCLUSION

L'optimisation de la performance des appareils auditifs en milieu bruyant repose donc sur une approche globale et individualisée. Elle implique de bien connaître le patient, ses capacités binaurales et ses attentes, de maîtriser les algorithmes et leurs interactions, de gérer finement la compression, les niveaux de sortie, le couplage acoustique, et de préserver autant que possible les indices binauraux naturels. Testez différentes configurations, comparez plusieurs réglages et accompagnez vos patients par un counseling approfondi. Les aides auditives ne suppriment pas le bruit, mais, correctement exploitées, elles peuvent rendre l'environnement sonore plus intelligible, plus confortable et plus exploitable pour le cerveau du patient.

RÉFÉRENCES

Jürgens T, Ihly P, Tchorz J, Nishiyama T, Tanaka C, Suzuki D, Shinden S, Kitama T, Ogawa K, Zaar J, Laugesen S, Jones G, Vatti M, Santurette S. Closedness of Acoustic Coupling and Audiological Measures Are Associated with Individual Speech-in-Noise Benefit From Noise Reduction in Hearing Aids. *Trends Hear.* 2025 Jan-Dec;29:23312165251325983. doi: 10.1177/23312165251325983. Epub 2025 Mar 29. PMID: 40156248; PMCID: PMC11954453.

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.

Valderrama JT, Mejia J, Wong A, Herbert NC, Edwards B. Reduced listening effort with adaptive binaural beamforming in realistic noisy environments. *Sci Rep.* 2025 May 23;15(1):17998. doi: 10.1038/s41598-025-95045-3. PMID: 40410503; PMCID: PMC12102238.

Thibodeau LM, Leach V, Sivaswami A, Qi S. Benefits of speech recognition in noise using remote microphones for people with typical hearing. *J Commun Disord.* 2024 Nov-Dec;112:106467. doi: 10.1016/j.jcomdis.2024.106467. Epub 2024 Sep 21. PMID: 39362063.

Diehl PU, Singer Y, Zilly H, Schönfeld U, Meyer-Rachner P, Berry M, Sprekeler H, Sprengel E, Pudszuhn A, Hofmann VM. Restoring speech intelligibility for hearing aid users with deep learning. *Sci Rep.* 2023 Feb 15;13(1):2719. doi: 10.1038/s41598-023-29871-8. PMID: 36792797; PMCID: PMC9932078.

Dong R, Liu P, Tian X, Wang Y, Chen Y, Zhang J, Yang L, Zhao S, Guan J, Wang S. Influences of noise reduction on speech intelligibility, listening effort, and sound quality among adults with severe to profound hearing loss. *Front Neurosci.* 2024 Jul 23;18:1407775. doi: 10.3389/fnins.2024.1407775. PMID: 39108313; PMCID: PMC11301946.

Naylor G, Johannesson RB. Long-term signal-to-noise ratio at the input and output of amplitude-compression systems. *J Am Acad Audiol.* 2009 Mar;20(3):161-71. doi: 10.3766/jaaa.20.3.2. PMID: 19927686.

Winkler A, Latzel M, Holube I. Open Versus Closed Hearing-Aid Fittings: A Literature Review of Both Fitting Approaches. *Trends Hear.* 2016 Feb 15;20:2331216516631741.

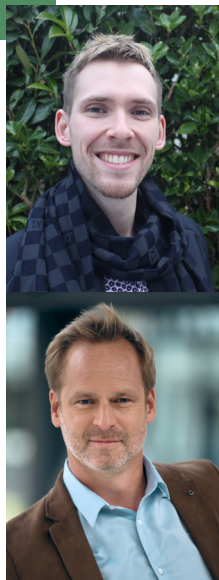
Magnusson L, Claesson A, Persson M, Tengstrand T. Speech recognition in noise using bilateral open-fit hearing aids: the limited benefit of directional microphones and noise reduction. *Int J Audiol.* 2013 Jan;52(1):29-36.

Kuk F, Keenan D. "Fitting Tips: How Do Vents Affect Hearing Aid Performance?", *The Hearing Review*, 2006

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.

Kara E, Özal N, Deniz B, Çögen T, Deniz R, Aydın K, Caba C, Yılmaz BB. Improving speech intelligibility in noise and spatial perception: the critical role of hearing aid microphone position. *Front Neurosci.* 2024 Oct 21;18:1475122. doi: 10.3389/fnins.2024.1475122. PMID: 39524029; PMCID: PMC11543641.

QUENTIN LACLEF^{1*}
MORGAN POTIER^{2,3}



¹ LABORATOIRE
AUDITION FLORIVAL,
65 RUE DE LA
RÉPUBLIQUE, 68500
GUEBWILLER,
FRANCE

² CNRS UMR 7260,
LABORATOIRE DE
NEUROSCIENCES
SENSORIELLES
ET COGNITIVES,
AIX-MARSEILLE-
UNIVERSITÉ CENTRE
SAINT-CHARLES,
MARSEILLE, FRANCE.

³ LABORATOIRE
D'AUDIOLOGIE
CLINIQUE,
26 BOULEVARD
MARCEL SEMBAT,
11100 NARBONNE,
FRANCE.

* AUTEUR
CORRESPONDANT :
Q.LACLEF@GMAIL.
COM (QUENTIN
LACLEF)

Déclaration de conflit d'intérêt

Les auteurs
déclarent ne pas
avoir de conflit
d'intérêt.

MISE AU POINT ET VALIDATION D'UN TEST DE DISCRIMINATION DU TIMBRE CHEZ LE PRESBYACOUSIQUE

Objectifs : L'objectif principal de cette étude était la mise au point et la validation d'un nouveau test permettant d'évaluer la perception du timbre chez le sujet presbyacousique. L'objectif secondaire était de déterminer si l'expérience musicale pouvait améliorer la perception du timbre.

Matériel et méthodes : Un test de perception du timbre axé sur la performance de discrimination de la brillance a été créé. Des seuils de discrimination ont été mesurés à basses, moyennes et hautes fréquences pour une intensité test de 65 dB SPL. Il s'agissait d'un test adaptatif à choix forcé comprenant 2 variables et 3 alternatives. Le sujet devait indiquer la position du son discriminé comparativement à deux autres stimuli identiques. La différence s'amoindissait en cas de bonne réponse et inversement. Un seuil de discrimination était déterminé sur la base des dernières réponses moyennées. Les variables analysées étaient l'expérience musicale, le niveau d'audition, la condition d'écoute (avec ou sans appareils auditifs), la méthodologie d'appareillage (NAL-NL2 ou CAM2) et la bande fréquentielle par rapport à la discrimination du barycentre spectral.

Résultats : Après avoir établi une norme chez le normo-entendant, l'évaluation chez le malentendant a montré une altération croissante de la discrimination de la brillance en fonction de la perte auditive ($r_s = 0,71, p = 2E-15$). Une variabilité a été observée dans les résultats. Les musiciens étaient plus performants que les non-musiciens ($p = 1E-5$). Si certains sujets, en méthodologie CAM2 donnaient de meilleurs résultats qu'en méthodologie NAL-NL2 ($p = 0,001$), l'appareillage auditif améliorait d'autant plus la discrimination de la brillance que la performance oreilles nues était dégradée, et ce, pour les deux méthodologies ($r = 0,91, r = 0,87, p < 1E-19$).

Conclusion : Ce nouveau test d'évaluation de la perception du timbre permettrait de compléter le bilan prothétique du sujet musicien, mélomane ou amateur de musique, soucieux de quantifier sa qualité d'écoute. D'un point de vue clinique, il permettrait d'évaluer différentes stratégies prothétiques dans le cadre du choix de la méthodologie de préréglage et des rapports de compression du signal.

REMERCIEMENTS

Nous remercions Monsieur Bernard HUGON d'avoir permis la réalisation de cette étude.

1. INTRODUCTION

L'intensité, la fréquence et le temps sont des grandeurs élémentaires qui permettent de caractériser un signal sonore. Le timbre découle de ces paramètres sans qu'une définition faisant consensus ne lui soit attribuée. Une approche sous le prisme de la perception a été proposée par l'American National Standards Institute (ANSI). Le timbre permet de différencier deux sons ayant la même intensité et la même hauteur ¹. Par extension, il permet de distinguer des sources sonores aux propriétés différentes sous forme d'images auditives ². La perception du timbre peut également être appréhendée par des qualificatifs du langage courant, relatifs à la répartition énergétique du spectre fréquentiel (grondant, nasal, brillant...) ³.

Certaines méthodologies ont permis d'extraire du timbre une multitude de paramètres acoustiques ⁴. Individuellement incomplets, ils se trouvent dans l'enveloppe temporelle, l'enveloppe

spectrale ou la composition harmonique d'un signal sonore. Trois d'entre eux sont proéminents dans la perception du timbre. Ils forment un espace de perception multidimensionnel dans lequel le timbre évolue ⁵. Il s'agit du temps d'attaque, du barycentre spectral et du rapport entre les harmoniques pairs et impairs ^{6, 7}. Ces deux derniers paramètres définissent respectivement la brillance et l'irrégularité spectrale. La perception de la richesse spectrale d'un son peut être altérée par la presbyacousie ⁸. Elle rend parfois impossible la discrimination de deux timbres lorsque leur différence se situe dans le domaine aigu du spectre ⁹. La perception du timbre peut être quantifiée par la mesure d'un seuil de discrimination. Il s'agit de la plus petite quantité discernable entre deux stimuli sonores. Cette voie a déjà été explorée à quelques reprises dans la littérature. Le barycentre spectral donnait les résultats les plus significatifs ^{10, 11}. Il semblait être l'élément de choix dans le cadre d'une analyse approfondie des variables mises

RECHERCHE CLINIQUE

TEST DE DISCRIMINATION DU TIMBRE CHEZ LE PRESBYACOUSIQUE

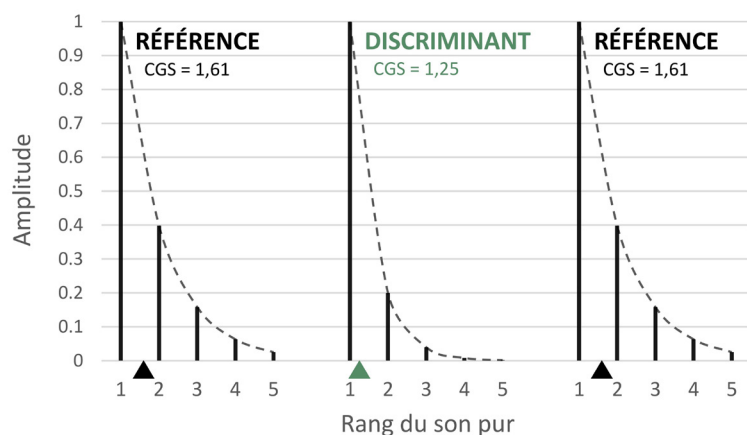


Figure 1. Représentation spectrale de la piste de test n°24 avec discriminant en deuxième position et centres de gravité spectraux respectifs (triangles).
CGS : centre de gravité spectral.

en jeu, telles que la bande fréquentielle, le niveau d'audition, l'apport d'un appareillage auditif ou encore l'expérience musicale. L'expérience musicale est un ensemble de processus implicites et conscients permettant le traitement de la structure acoustique et musicale d'un signal sonore¹². Elle pourrait influencer la faculté à discriminer le timbre, à l'image de la pratique musicale qui améliore la capacité cognitive du sujet âgé¹³. Le niveau d'expérience musicale peut être quantifié à l'aide de questionnaires prenant en compte la formation, la pratique et la performance d'un individu mais aussi l'écoute de musique et la capacité musicale auto-déclarée¹⁴. L'objectif principal de cette étude était la mise au point et la validation d'un nouveau test permettant d'évaluer la perception du timbre chez le sujet presbyacousique. L'objectif secondaire était de déterminer si l'expérience musicale pouvait améliorer la perception du timbre.

2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

La population de l'étude se composait d'un groupe contrôle de 31 sujets normo-entendants et d'un groupe test de 31 sujets malentendants. Suivant la classification du Bureau International d'Audiophonologie (BIAP)¹⁵, les normo-entendants devaient posséder des seuils liminaires de perception moyens compris entre 0 et 20 dB HL pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz. Les malentendants devaient posséder une surdité neurosensorielle de type presbyacousie⁸ avec une perte tonale moyenne légère à modérée, c'est-à-dire comprise entre 20 et 70 dB HL. La surdité devait être bilatérale et symétrique (écart interaural moyen de 15 dB maximum), et chacun devait posséder un appareillage auditif de moins de 4 ans. Le réglage habituel des appareils auditifs était basé sur un équilibrage en champ libre du seuil liminaire à 30 dB HL et du niveau de confort à 65 dB HL. Les deux groupes étaient constitués de personnes majeures ne présentant pas de pathologie ORL (conduits auditifs dégagés, tympan normaux, sans antécédent).

L'audiométrie était réalisée au casque. Une perte tonale locale (PTL) était calculée à basses, moyennes et hautes fréquences à partir de l'audiogramme. La durée de privation sensorielle était calculée à partir de 60 ans, âge d'apparition moyen de la presbyacousie⁸, jusqu'à la date du premier appareillage auditif. Le niveau d'expérience musicale était mesuré à l'aide du questionnaire de Kirchberger et Russo¹⁰. Il s'agissait de cinq questions incluant notamment la pratique musicale, la formation et les habitudes d'écoute. Des points étaient attribués en fonction du poids de chaque réponse. La plage théorique était de (-5 ; 6). Un sujet était dit « musicien » s'il obtenait un score positif ou nul. Dans le cas contraire, il était « non-musicien ».

Un tout nouveau test a été créé afin de quantifier la capacité d'un sujet à discriminer le barycentre spectral. Le barycentre spectral est le point d'équilibre du spectre d'un signal sonore. Il peut se calculer à l'aide du nombre d'harmoniques, de leur rang et de leur amplitude¹⁶. Le résultat obtenu est un rang harmonique virtuel sans unité, indépendant de la fréquence fondamentale du signal considéré. A titre d'exemple, le barycentre spectral d'un son pur vaut 1 tandis que celui d'un signal harmonique de deux sons purs à amplitudes égales vaut 1,5. Trois conditions fréquentielles ont été retenues : les basses, moyennes et hautes fréquences d'un audiogramme. Une banque de stimuli a été créée à partir d'un son de référence pour chaque condition fréquentielle. Le son de référence était composé d'une fréquence fondamentale (220, 440 ou 880 Hz) et de quatre harmoniques. La pente d'atténuation harmonique était fixée à 8 dB. L'incrémentation successive de cette valeur de pente par pas de 0,25 dB a permis de synthétiser 32 stimuli différents selon leur barycentre spectral (CGS : centre de gravité spectral). Autant de pistes de test ont été créées en associant à chacun d'entre eux deux stimuli de référence. Ces pistes à trois sons étaient numérotées de 1 à 32. L'écart entre les deux barycentres spectraux d'une même piste était d'autant plus grand que le numéro de la piste était élevé. En d'autres termes, il s'agissait d'un intervalle de brillance (Δ CGS). La Figure 1 présente la piste de test numéro 24. Dans cette piste, le barycentre spectral du stimulus discriminant était de 1,25 tandis que celui des stimuli de référence était de 1,61. L'intervalle de brillance valait donc 0,36 par soustraction des barycentres spectraux entre eux. Les stimuli ont été générés au format WAV à l'aide du calculateur MATLAB. Leur intensité était fixée à 65 dB SPL pour une durée de 1 seconde. Les pistes ont été assemblées à l'aide du logiciel Audacity. Les stimuli étaient espacés entre eux de 0,5 secondes et chaque ordre d'apparition a été généré. Le matériel expérimental comprenait un ordinateur relié à un haut-parleur, un sonomètre et une interface manuelle de sélection des pistes. A chaque condition fréquentielle, les pistes étaient rangées en 32 lignes (intervalle de brillance croissant) et 3 colonnes (position du stimulus discriminant).

La méthode de passation avait pour objectif de déterminer le seuil de discrimination du barycentre spectral. Il s'agissait de la valeur à partir de laquelle l'intervalle de brillance n'était

RECHERCHE CLINIQUE

TEST DE DISCRIMINATION DU TIMBRE CHEZ LE PRESBYACOUSIQUE

plus perceptible au sein d'une piste (Δ CGS). Le test présentait 2 variables et 3 alternatives parmi lesquelles le sujet devait indiquer le stimulus différent des deux autres. Sa position était sélectionnée aléatoirement (1, 2 ou 3). Le choix des pistes suivait une procédure adaptative et commençait systématiquement par la piste 32. A chaque bonne réponse, la tâche devenait plus difficile avec un intervalle de brillance plus petit et inversement. L'expérience commençait à 16 pistes vers le bas pour 8 pistes vers le haut. Ces valeurs étaient divisées par 2 au fil des renversements. Le ratio 2 pour 1 était systématiquement respecté. La valeur du seuil de discrimination de la brillance était déterminée sur la base des dernières réponses moyennées. Le test commençait par la condition MF, puis BF et enfin HF. Un entraînement préliminaire avec rétroaction orale était réalisé sur 10 pistes aléatoires de la condition MF. Tous les sujets réalisaient un test oreilles nues. Les malentendants réalisaient deux tests supplémentaires avec leur appareillage auditif, l'un avec la méthodologie de préréglage NAL-NL2, et l'autre avec la méthodologie CAM2 dans un ordre aléatoire. La méthodologie NAL-NL2 utilise un modèle de sonie basé sur le speech intelligibility index (SII) ¹⁷. Il s'agit d'un indicateur qui pondère les bandes de fréquences selon leur importance et leur audibilité dans le cadre de l'intelligibilité de la parole ¹⁸. La méthodologie CAM2 amplifie le spectre de parole de manière égale en se basant sur les bandes critiques cochléaires ¹⁹. Il s'agit d'un continuum de fines bandes fréquentielles dans lesquelles la sonie présente des propriétés de sommation d'intensité particulières ²⁰. Le traitement du signal et la directivité étaient désactivés. La préparation prenait 5 minutes et la durée d'un test était de 10 minutes, soit 15 minutes pour les normo-entendants et 35 minutes pour les malentendants au total. La **Figure 2** synthétise les principales étapes du protocole.

Cette étude a été réalisée conformément à la déclaration d'Helsinki. Un consentement éclairé a été obtenu auprès de l'ensemble de la population. Le comité d'éthique local n'a pas été consulté puisque le protocole respectait les pratiques audiométriques courantes. La réhabilitation prothétique du malentendant musicien, réalisée en centre d'audition spécialisé, nécessite un certain nombre de mesures de routine semblables à celles de la présente étude. Les tests de perception, procédures adaptatives et questionnaires font partie de la pratique courante de l'audioprothésiste.

Les variables analysées étaient l'expérience musicale, le niveau d'audition, la condition d'écoute (avec ou sans appareils auditifs), la méthodologie d'appareillage et la condition fréquentielle par rapport à la discrimination du barycentre spectral. L'étude statistique s'est basée sur les tests de corrélation de Pearson et Spearman ainsi que sur le test de comparaison de Wilcoxon dans ses deux versions (apparié et non apparié). Le seuil de significativité était fixé à 0,005 ²¹. Les analyses étaient réalisées avec le site web STHDA (Statistical Tools For High-Throughput Data Analysis, <http://www.sthda.com/english/rsthda/rsthda.php>) utilisant le langage R.

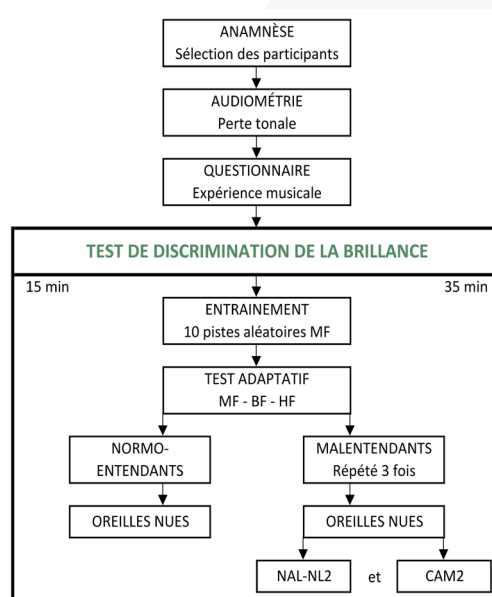


Figure 2. Schéma du protocole expérimental du test de discrimination de brillance. MF : moyennes fréquences ; BF : basses fréquences ; HF : hautes fréquences.

N°	Sexe	Age	PERTE TONALE MOYENNE (dB HL)	PÉRIODE (année)		EXPÉRIENCE MUSICALE
				PRIVATION	CORRECTION	
NE		35 ± 12	8 ± 4			-1,8 ± 3,0
1	H	60	29	0	0	6
2	F	56	31	0	0	3,5
3	F	64	34	4	0	6
4	F	59	35	0	0	6
5	F	69	36	4	5	-5
6	H	86	38	22	4	-4,5
7	F	77	41	7	10	-1,5
8	F	80	41	13	7	-2,5
9	H	84	41	18	6	-5
10	H	73	46	7	6	0,5
11	F	76	46	15	1	-1,5
12	F	66	46	0	6	-3,5
13	H	78	48	10	8	-2,5
14	F	80	48	17	3	0
15	H	69	50	3	6	-3,5
16	H	82	51	12	10	-3,5
17	H	88	53	11	17	-5
18	F	84	53	11	13	-5
19	F	67	54	0	7	4,5
20	H	83	56	20	3	0
21	F	78	56	8	10	0,5
22	F	90	56	25	5	2,5
23	F	74	57	5	9	-2
24	F	85	57	19	6	-0,5
25	H	93	59	11	22	-3,5
26	H	84	59	10	14	-5
27	F	86	60	17	9	-2
28	F	85	64	15	10	-3,5
29	H	74	67	0	14	-3,5
30	F	87	69	19	8	-4,5
31	H	79	71	13	6	-4

Tableau 1. Perte tonale moyenne, période de privation et de correction auditive, niveau d'expérience musicale des participants.

H : homme ; F : femme ; dB : décibel ; HL : hearing level.

RECHERCHE CLINIQUE

TEST DE DISCRIMINATION DU TIMBRE CHEZ LE PRESBYACOUSIQUE

N°	PERTE TONALE LOCALE (dB HL)			SEUIL DE DISCRIMINATION (ΔCGS)								
				OREILLES NUES			NAL-NL2			CAM2		
	BF	MF	HF	BF	MF	HF	BF	MF	HF	BF	MF	HF
NE	9	8	8	0,069	0,060	0,067						
	8 ± 4			0,066 ± 0,019								
1	18	18	33	0,024	0,024	0,089	0,024	0,024	0,068	0,024	0,024	0,047
2	20	28	35	0,068	0,047	0,068						
3	21	28	38	0,089	0,068	0,109	0,068	0,068	0,068	0,068	0,047	0,068
4	27	33	38	0,109	0,047	0,047	0,109	0,047	0,047	0,109	0,047	0,047
5	29	35	38	0,109	0,068	0,089	0,089	0,068	0,068			
6	14	27	48	0,109	0,068	0,164	0,068	0,089	0,128	0,068	0,068	0,089
7	22	31	47	0,128	0,128	0,227	0,109	0,128	0,109			
8	29	33	43	0,089	0,089	0,128	0,068	0,068	0,089			
9	28	37	47	0,109	0,147	0,292	0,164	0,109	0,068			
10	20	33	55	0,089	0,068	0,068	0,089	0,047	0,047	0,089	0,068	0,047
11	31	40	49	0,128	0,047	0,109	0,128	0,047	0,089	0,109	0,024	0,089
12	29	40	52	0,089	0,147	0,164	0,089	0,109	0,109			
13	26	38	56	0,089	0,109	0,292	0,047	0,068	0,147	0,024	0,047	0,109
14	34	43	52	0,181	0,068	0,181	0,164	0,128	0,164			
15	37	45	53	0,292	0,255	0,325	0,181	0,128	0,227	0,197	0,109	0,128
16	33	45	57	0,109	0,147	0,164	0,047	0,047	0,128	0,068	0,047	0,128
17	23	38	63	0,128	0,197	0,423	0,068	0,068	0,181			
18	35	44	58	0,128	0,255	0,403	0,128	0,109	0,242			
19	44	53	57	0,047	0,068	0,128	0,089	0,089	0,128	0,089	0,068	0,128
20	41	49	63	0,164	0,128	0,213	0,128	0,089	0,213	0,128	0,089	0,213
21	37	52	62	0,128	0,147	0,423	0,128	0,213	0,304	0,109	0,147	0,213
22	43	53	59	0,047	0,089	0,268						
23	39	51	63	0,089	0,109	0,325	0,068	0,089	0,128	0,047	0,089	0,128
24	44	52	61	0,147	0,147	0,423	0,147	0,109	0,268			
25	43	53	64	0,164	0,213	0,423	0,181	0,164	0,255			
26	36	53	69	0,423	0,423	0,423	0,147	0,109	0,128	0,147	0,089	0,128
27	49	57	63	0,128	0,109	0,227	0,109	0,109	0,147	0,109	0,089	0,147
28	41	56	72	0,213	0,403	0,423	0,128	0,164	0,227			
29	38	55	77	0,164	0,181	0,423	0,181	0,068	0,315	0,164	0,089	0,280
30	38	57	80	0,147	0,268	0,423						
31	50	67	78	0,423	0,423	0,423	0,047	0,089	0,109	0,068	0,047	0,047

Tableau 2. Perte tonale locale, seuils de discrimination de brillance oreilles nues et appareillées des participants.

NE : normo-entendants ; dB : décibel ; HL : hearing level ; BF : basses fréquences ; MF : moyennes fréquences ; HF : hautes fréquences ; CGS : centre de gravité spectral.

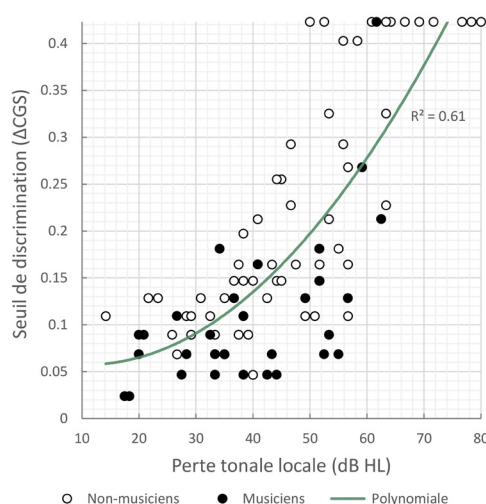


Figure 3. Seuils de discrimination de brillance de la population presbycusique en fonction de la perte tonale locale. CGS : centre de gravité spectral ; dB : décibel ; HL : hearing level.

3. RÉSULTATS

3.1. POPULATION

Le groupe contrôle se composait de 12 hommes et 19 femmes ayant pour âge moyen 35 ± 12 ans (20 ; 63). La perte tonale moyenne était de 8 ± 4 dB HL (-1 ; 20).

Le groupe test se composait de 13 hommes et 18 femmes ayant pour âge moyen 77 ± 10 ans (56 ; 93) (Tableau 1). La perte tonale moyenne était de 50 ± 11 dB HL (29 ; 71). La période de privation auditive moyenne était de 10 ± 7 ans (0 ; 25). La période de correction auditive moyenne par l'appareillage était de 7 ± 5 ans (0 ; 22).

3.2. NORMO-ENTENDANTS

Le seuil de discrimination moyen de la population normo-entendante aux conditions basses, moyennes et hautes fréquences (BF, MF, HF) était de 0,066 ± 0,019 (0,024 ; 0,109) (Tableau 2). Il s'agissait d'une différence de barycentres spectraux relatifs correspondant à un intervalle de brillance (ΔCGS). Cela équivalait aux pistes 2 à 4 du test.

3.3. MALENTENDANTS OREILLES NUES

Les seuils de discrimination oreilles nues de la population malentendante aux trois conditions fréquentielles ont été mis en relation avec les pertes tonales locales correspondantes (Tableau 2). D'après le test de Spearman, les deux variables étaient modérément corrélées à MF ($r_s = 0,65$, $p = 8E-5$) et fortement à HF ($r_s = 0,83$, $p = 1E-8$). La faible corrélation à BF n'était pas significative ($r_s = 0,48$, $p = 0,008$). Suivant une tendance polynomiale similaire, les valeurs aux trois conditions fréquentielles ont été cumulées (Figure 3). L'ensemble de ces données affichait une corrélation moyenne traduisant une certaine variabilité ($r_s = 0,71$, $p = 2E-15$). Les seuils de discrimination présentaient un écart-type d'autant plus grand que la perte tonale locale était importante ($\sigma = 0,032$ de 10 à 30 dB HL, $\sigma = 0,061$ de 30 à 50 dB HL et $\sigma = 0,133$ de 50 à 70 dB HL). Deux valeurs aberrantes ont été retirées de la statistique à basses fréquences (sujets n°15 et 26).

3.4. MALENTENDANTS APPAREILLÉS

Des gains de discrimination par l'appareillage ont été mis en relation avec les seuils de discrimination initiaux oreilles nues correspondants. Il s'agissait de la différence entre les seuils de discrimination oreilles nues et appareillées (Tableau 2). Cela traduisait une amélioration via l'appareillage auditif par rapport à un niveau individuel de référence. Les deux variables étaient fortement corrélées en méthodologie NAL-NL2 ($r = 0,87$, $p = 3E-27$) et CAM2 ($r = 0,91$, $p = 2E-20$) (Figure 4). Les fonctions affines respectives étaient $y = 0,68x - 0,06$ pour NAL-NL2 et $y = 0,78x - 0,06$ pour CAM2. A chaque condition fréquentielle, les résultats étaient significatifs avec une corrélation forte ($r > 0,8$, $p < 1E-5$). Quelques sujets obtenaient un gain négatif traduisant une dégradation des résultats par l'appareillage auditif.

Les seuils de discrimination appariés étaient comparés entre eux aux deux méthodologies de prééglage (**Tableau 2**). D'après le test apparié de Wilcoxon, ils étaient significativement différents au global ($p = 0,001$). La significativité n'a pas été atteinte individuellement à BF ($p = 0,53$), MF ($p = 0,04$) et HF ($p = 0,01$). La méthodologie CAM2 permettait d'obtenir des seuils légèrement inférieurs chez certains participants par rapport à la méthodologie NAL-NL2, notamment à HF.

3.5. EXPÉRIENCE MUSICALE

Parmi le groupe contrôle et suite à la mesure du niveau d'expérience musicale, 9 participants étaient considérés comme musiciens (M) contre 22 non-musiciens (NM). La moyenne des points attribués était de $-1,8 \pm 3,0$ (-5 ; 4). Les effets limités de l'expérience musicale sur les résultats de la population normo-entendante ne sont pas rapportés.

Parmi le groupe test, 10 participants étaient considérés comme musiciens (M) contre 21 non-musiciens (NM) (**Tableau 1**). Les musiciens présentaient une moyenne de $3,0 \pm 2,6$ points (0 ; 6) contre $-3,4 \pm 1,4$ (-5 ; -0,5) pour les non-musiciens. D'après le test non apparié de Wilcoxon, les musiciens oreilles nues obtenaient des seuils de discrimination inférieurs à ceux des non-musiciens à MF ($p = 0,002$) et au global ($p = 1E-5$, **Figure 3**). La significativité n'a pas été atteinte à BF ($p = 0,06$) et à HF ($p = 0,007$). Au vu de cette différence, toute comparaison des gains de discrimination appareillés entre les deux groupes a été exclue.

4. DISCUSSION

Après avoir établi une norme chez le normo-entendant, l'évaluation chez le malentendant a montré une altération croissante de la discrimination de la brillance en fonction de la perte auditive ($r_s = 0,71$, $p = 2E-15$). Une variabilité a été observée dans les résultats. Les musiciens étaient plus performants que les non-musiciens ($p = 1E-5$). Si certains sujets, en méthodologie CAM2 donnaient de meilleurs résultats qu'en méthodologie NAL-NL2 ($p = 0,001$), l'appareillage auditif améliorait d'autant plus la discrimination de la brillance que la performance oreilles nues était dégradée, et ce, pour les deux méthodologies ($r = 0,91$, $r = 0,87$, $p < 1E-19$).

Les résultats ont permis d'établir une norme à ce nouveau test de brillance. Kirchberger et Russo¹⁰ ont également mesuré un seuil de discrimination moyen chez le normo-entendant. Il correspondait à une valeur de pente spectrale de 0,15 dB sur une base de 40 harmoniques. Celle de notre étude était de 0,75 dB sur une base de 4 harmoniques. Ces valeurs n'ont pas pu être comparées entre elles puisque le calcul du barycentre spectral doit tenir compte du nombre d'harmoniques. À l'image de notre étude, le calcul direct du seuil de discrimination moyen du barycentre spectral aurait été plus pertinent. Il aurait permis d'isoler strictement le paramètre étudié. L'intensité de présentation n'était pas non plus identique, 40 dB SL pour l'étude de Kirchberger et Russo¹⁰ contre 65 dB SPL pour

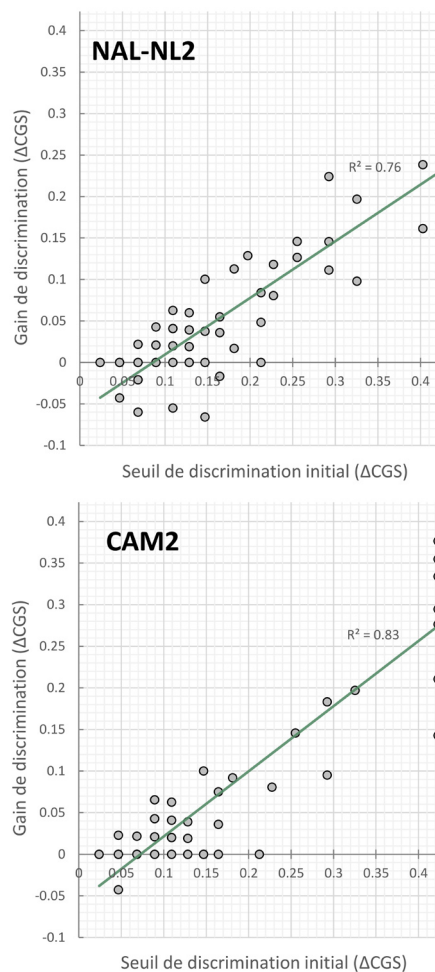


Figure 4. Gains de discrimination de brillance de la population presbycusique par l'appareillage auditif en méthodologie NAL-NL2 et CAM2 par rapport au seuil de discrimination initial oreilles nues. CGS : centre de gravité spectral.

notre étude, rendant la comparaison d'autant moins judicieuse. La composition harmonique et l'intensité de présentation seraient autant de paramètres de référence susceptibles de faire varier la norme d'un test de perception de ce type, ainsi que le barycentre spectral et sa position fréquentielle. À l'image de la sonie et de la tonie²², le caractère relatif du seuil de discrimination avait déjà été prédit par la loi de Weber-Fechner, la sensation variant approximativement comme le logarithme de l'excitation²³. Cette non-linéarité a récemment été démontrée par des mises à l'échelle psychoacoustiques de paramètres spectraux, parmi lesquels figure la brillance^{24, 25}. Les normes seraient ainsi exclusives aux tests de brillance qu'elles encadrent. Dans une autre approche, Emiroglu et Kollmeier¹¹ proposaient de préserver les attributs naturels du timbre en utilisant des sons de cor et trombone. Ces deux instruments ont été choisis pour l'éloignement de leurs centres de gravité spectraux respectifs. Le son de cor était recombinaison avec le son de trombone dans différentes proportions afin de créer les pistes de test. Le normo-entendant était capable de discriminer le son de référence du son recombinaison avec une proportion de recombinaison moyenne de 0,07. L'une des limites de cette approche écologique était de ne pas isoler

RECHERCHE CLINIQUE

TEST DE DISCRIMINATION DU TIMBRE CHEZ LE PRESBYACOUSIQUE

strictement le barycentre spectral dans la tâche de discrimination, contrairement à notre étude qui a utilisé des stimuli synthétiques.

La perception de la brillance du malentendant semblait d'autant plus altérée que la perte d'audition était importante. Ces résultats ont été prédits dans une étude sur mannequin KEMAR à l'aide d'un extrait musical de 20 secondes ²⁶. La perte d'audition simulée dégradait sévèrement la brillance sur certaines parties du signal. Kirchberger et Russo ¹⁰ ont observé une tendance similaire à la nôtre. Le seuil de discrimination moyen de leur étude passait d'une pente spectrale de 0,15 dB pour la norme à 0,25 dB chez les malentendants étudiés. Malgré tout, cette différence n'était pas significative. La variabilité des pertes auditives aurait été plus favorable à une mesure de corrélation qu'à une mesure de comparaison. De cette façon, les statistiques de corrélation de notre étude étaient meilleures à HF car c'est à cette condition fréquentielle que les pertes auditives étaient les plus diversifiées. Dans leur étude, Emiroglu et Kollmeier ¹¹ ont classé les sujets malentendants selon leur pente audiométrique (plate, descendante ou abrupte). Ils ont obtenu des résultats significativement différents, passant d'une valeur moyenne de discrimination de 0,07 pour la norme à 0,14 chez les malentendants. Néanmoins, cette significativité n'a été atteinte indépendamment que par les sujets aux pertes tonales abruptes et non les pertes plates et descendantes. Cela s'expliquerait par la correction d'intensité appliquée au niveau de présentation des stimuli selon les seuils audiométriques (méthode du demi-gain ²⁷). De ce fait, lorsque l'intensité de présentation a été réduite, la discrimination des malentendants à perte plate et descendante était significativement dégradée tandis que les normo-entendants obtenaient des scores similaires. Bien que présentant une corrélation moyenne, les données de notre étude semblaient se disperser d'autant plus que la perte d'audition était importante. L'expérience musicale pourrait en partie expliquer cette dispersion. Les musiciens étaient globalement plus performants dans la tâche de discrimination de la brillance que les non-musiciens. L'électrophysiologie a déjà permis de visualiser la perception de la brillance et de ses variations, ainsi que la génération d'images auditives relatives à ce paramètre ²⁸. L'imagerie auditive est la capacité à imaginer mentalement un son. Les musiciens ne se distinguaient pas des autres participants dans le cadre de ces mesures objectives réalisées avec des stimuli abstraits. Toutefois, ils étaient plus précis dans l'exécution des tâches d'imagerie auditive que les non-musiciens. La perception de la brillance semblerait identique tandis que son analyse pourrait être meilleure. Cela justifierait en partie la performance des sujets musiciens de notre étude. L'expérience musicale ne paraissait néanmoins pas suffisante pour expliquer en totalité la variabilité des scores. A l'image de l'audiométrie vocale, la durée de privation sensorielle pourrait être mise en cause dans cette variabilité ²⁹, ainsi que le coefficient directeur de la pente audiométrique tonale ¹¹. L'hypothèse de charge cognitive sur la perception auditive pourrait également être avancée au vu de l'âge moyen de la population malentendante ³⁰.

L'amélioration de la perception de la brillance avec un appareillage auditif semblait d'autant plus importante que la performance initiale oreilles nues était dégradée, quelle que soit la méthodologie de préréglage considérée. Cette observation semblait en accord avec les expérimentations de Fitz et McKinney ²⁶ sur mannequin KEMAR. Selon eux, une restauration adéquate de l'audibilité générale et de l'intensité spécifique d'un signal sonore permettrait de restaurer une perception normale de la brillance chez les malentendants. En pratique, Emiroglu et Kollmeier ¹¹ n'ont pas constaté de différence significative entre les seuils de discrimination moyens des normo-entendants et des malentendants à perte plate et descendante. A l'image de notre étude, l'amplification linéaire à demi-gain du niveau de présentation agissait comme une correction auditive personnalisée capable de restaurer en partie la discrimination de la brillance. Chez certains sujets de notre étude, l'appareillage auditif dégradait la perception de la brillance. Cette baisse de performance pourrait être évitée en se rapprochant de la condition initiale oreilles nues. L'ouverture de l'évent ou la réduction de l'amplification sur les bandes fréquentielles concernées seraient une piste à étudier ³¹.

Dans notre étude, si les méthodologies NAL-NL2 et CAM2 donnaient des résultats plutôt semblables dans la tâche de discrimination de la brillance, CAM2 améliorait toutefois la performance de certains sujets. Seuls les gains d'insertion pouvaient être mis en cause dans cette différence à couplages acoustiques identiques. NAL-NL2 amplifiait davantage aux niveaux d'entrée faibles (50 dB SPL) tandis que CAM2 favorisait les niveaux d'entrée modérés (65 dB SPL) ^{17, 19}. La discrimination avec la méthodologie NAL-NL2 aurait dû être meilleure puisque les harmoniques de faible intensité étaient porteurs de l'information différentielle. La compression plus faible de la méthodologie CAM2 pourrait expliquer ce résultat inverse. Les programmes des appareils auditifs spécialisés dans l'écoute de la musique diminuent fréquemment la compression du signal afin de préserver la qualité sonore ²⁶.

Un certain nombre de limites pouvaient être rapportées dans notre étude. Premièrement, l'état cognitif ³⁰, la fatigabilité et le niveau de concentration des participants ont pu influencer les résultats. Le test MMSE (Mini Mental State Examination) n'a pas été réalisé puisque l'audioprothésiste n'est pas habilité à faire passer ce test en routine clinique. Quant aux autres mesures analogues, elles ont été écartées afin de concentrer les capacités cognitives du sujet âgé sur l'objectif principal de la recherche. Ensuite, le questionnaire d'expérience musicale était un indicateur partiellement représentatif de la réalité n'ayant pas tenu compte des capacités individuelles. Troisièmement, les stimuli ne tenaient ni compte de la pondération HL, ni des courbes isosoniques ²². La création sonore s'est voulue écologique au détriment du filtre de perception de l'oreille humaine. L'effet plafond et la non-linéarité des pistes de test en fonction de l'écart des barycentres spectraux auraient pu être évités. Quant à l'ordre de présentation des stimuli, il semblait influencer la difficulté dans la tâche de discrimination. Le moyennage et l'entraînement

permettaient d'éviter en partie ce biais. En outre, la méthode de passation présentait elle aussi des limites. L'effet test-retest n'a pas été mesuré. Toutefois, les études similaires n'ont pas relevé d'amélioration significative relative à cet effet ^{10,11}. Toutes les étapes n'ont pas été randomisées, et les réglages n'ont pas été vérifiés par la mesure d'oreille réelle au niveau du tympan. Pour finir, le nombre de sujets nécessaires à l'étude n'a pas été calculé à l'aide d'une mesure de puissance statistique. Certains effets ont pu être évalués avec imprécision tandis que d'autres ont peut-être été manqués. Toutefois, la population des précédentes études de discrimination de la brillance n'était pas plus importante que la nôtre ^{10,11}.

D'autres études sur le sujet permettraient de compléter et de préciser les résultats. Il semblerait pertinent de mesurer l'évolution des seuils à d'autres intensités. La présentation des stimuli au niveau de confort permettrait d'isoler le recrutement d'intensité, l'abaissement de la sélectivité fréquentielle du malentendant ³² et l'effet de l'amplification non linéaire de l'appareillage auditif. La mise en place d'un entraînement auditif permettrait d'observer l'évolution de la performance de discrimination dans le temps. De manière plus large, un test d'évaluation de la perception du timbre dans le

bruit permettrait de reproduire des situations de discrimination vocales et musicales de la vie courante, à l'image d'un timbre de voix en société et d'un timbre d'instrument de musique dans un orchestre.

CONCLUSION

La perception du timbre à travers la brillance semblait d'autant plus altérée que le seuil d'audition était dégradé. L'expérience musicale semblait améliorer la capacité de discrimination des malentendants. L'appareillage auditif semblait améliorer la performance des malentendants quelle que soit la méthodologie de préréglage considérée. Cette amélioration semblait d'autant plus importante que la performance oreilles nues était dégradée. Par rapport à la méthodologie NAL-NL2, CAM2 semblait améliorer les scores de certains sujets. Ce nouveau test d'évaluation de la perception du timbre permettrait de compléter le bilan prothétique du sujet musicien, mélomane ou amateur de musique, soucieux de quantifier sa qualité d'écoute. D'un point de vue clinique, il permettrait d'évaluer différentes stratégies prothétiques dans le cadre du choix de la méthodologie de préréglage et des rapports de compression du signal. ■

RÉFÉRENCES

- American National Standards Institute (ANSI), New York. Psychoacoustical Terminology. 1973;S3.20
- Scharine AA, Cave KD, Letowski TR. Auditory perception and cognitive performance. *American Psychological Association*. 2009;391-469. <https://doi.org/10.1037/e614362011-012>
- Letowski T, Miskiewicz A. Development of technical listening skills for sound quality assessment. *Inter-Noise*. 1995 Jul;917-20.
- Peeters G, Giordano BL, Susini P, Misdariis N, McAdams S. The Timbre Toolbox: extracting audio descriptors from musical signals. *J Acoust Soc Am*. 2011 Nov;130(5):2902-16. doi: 10.1121/1.3642604. PMID: 22087919.
- Grey JM. Multidimensional perceptual scaling of musical timbres. *J Acoust Soc Am*. 1977 May;61(5):1270-7. doi: 10.1121/1.381428. PMID: 560400.
- Barthet M, Guillemain P, Kronland-Martinet R, Ystad S. From Clarinet Control to Timbre Perception. *Acta Acustica United with Acustica*. 2010;96(4):678-89. <https://doi.org/10.3813/AAA.918322>
- Caclin A, McAdams S, Smith BK, Winsberg S. Acoustic correlates of timbre space dimensions: a confirmatory study using synthetic tones. *J Acoust Soc Am*. 2005 Jul;118(1):471-82. doi: 10.1121/1.1929229. PMID: 16119366.
- Gates GA, Mills JH. Presbycusis. *Lancet*. 2005 Sep 24;366(9491):1111-20. doi: 10.1016/S0140-6736(05)67423-5. PMID: 16182900.
- Kelley NH. A study in presbycusis: Auditory loss with increasing age and its effect on the perception of music and speech. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 1939;29(3):506-13. <https://doi.org/10.1001/archotol.1939.00650050540010>
- Kirchberger MJ, Russo FA. Development of the adaptive music perception test. *Ear Hear*. 2015 Mar-Apr;36(2):217-28. doi: 10.1097/AUD.0000000000000112. PMID: 25350404.
- Emiroglu S, Kollmeier B. Timbre discrimination in normal-hearing and hearing-impaired listeners under different noise conditions. *Brain Res*. 2008 Jul 18;1220:199-207. doi: 10.1016/j.brainres.2007.08.067. Epub 2007 Sep 8. PMID: 17991457.
- Bharucha JJ, Curtis M, Paroo K. Varieties of musical experience. *Cognition*. 2006 May;100(1):131-72. doi: 10.1016/j.cognition.2005.11.008. Epub 2006 Jan 17. PMID: 16412410.
- Román-Caballero R, Arnedo M, Triviño M, Lupiáñez J. Musical practice as an enhancer of cognitive function in healthy aging - A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018 Nov 27;13(11):e0207957. doi: 10.1371/journal.pone.0207957. PMID: 30481227; PMCID: PMC6258526.
- Okely JA, Deary IJ, Overy K. The Edinburgh Lifetime Musical Experience Questionnaire (ELMEQ): Responses and non-musical correlates in the Lothian Birth Cohort 1936. *PLoS One*. 2021 Jul 15;16(7):e0254176. doi: 10.1371/journal.pone.0254176. PMID: 34264964; PMCID: PMC8282069.
- International Bureau for Audiophonology (BIAP). Audiometric Classification of Hearing Impairments. 1995 Oct 26;02/1.
- Krimphoff J, McAdams S, Winsberg S. Caractérisation du timbre des sons complexes. II. Analyses acoustiques et quantification psychophysique. *Journal de Physique IV*. 1994;04(C5):C5-625-C5-628. <https://doi.org/10.1051/jp4:19945134>
- Keidser G, Dillon H, Flax M, Ching T, Brewer S. The NAL-NL2 Prescription Procedure. *Audiol Res*. 2011 Mar 23;1(1):e24. doi: 10.4081/audiore.2011.e24. PMID: 26557309; PMCID: PMC4627149.
- American National Standards Institute (ANSI), New York. Methods for calculation of the speech intelligibility index. 1997;S3.2.
- Moore BC, Glasberg BR. Use of a loudness model for hearing-aid fitting. I. Linear hearing aids. *Br J Audiol*. 1998 Oct;32(5):317-35. doi: 10.3109/03005364000000083. PMID: 9845030.
- Moore BCJ, Glasberg BR, Baer T. A model for the prediction of thresholds, loudness, and partial loudness. *Journal of the Audio Engineering Society*. 1997 Apr 1;45(4):224-40.
- Righini C, Laccourreye O, Fakhry N, Franco-Vidal V, Leblouanger N, Lisan Q, et al. Rédiger dans les European Annals of Otorhinolaryngology Head & Neck Diseases. Faites et ne faites pas !. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale*. 2024;141(1):19-24. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2023.07.008>
- Fletcher H, Munson WA. Loudness, its definition, measurement and calculation. *Bell System Technical Journal*. 1933;12(4):377-430. <https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1933.tb00403.x>
- Fechner GT. Elemente der psychophysik. Breitkopf u. Härtel. 1860;2.
- Kazakis S, Depalle P, McAdams S. Interval and Ratio Scaling of Spectral Audio Descriptors. *Front Psychol*. 2022 Mar 30;13:835401. doi: 10.3389/fpsyg.2022.835401. PMID: 35432077; PMCID: PMC9007158.
- Almeida A, Schubert E, Smith J, Wolfe J. Brightness scaling of periodic tones. *Atten Percept Psychophys*. 2017 Oct;79(7):1892-1896. doi: 10.3758/s13414-017-1394-6. PMID: 28752284.
- Fitz K, McKinney M. Music through hearing aids: Perception and modeling. *Proceedings of Meetings on Acoustics*. 2010 Apr;9(1). <https://doi.org/10.1121/1.3436580>
- Berger KW, Hagberg EN, Rane RL. A reexamination of the one-half gain rule. *Ear Hear*. 1980 Jul-Aug;1(4):223-5. doi: 10.1097/00003446-198007000-00009. PMID: 7409361.
- Tužnik P, Augustynowicz P, Francuz P. Electrophysiological correlates of timbre imagery and perception. *Int J Psychophysiol*. 2018 Jul;129:9-17. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2018.05.004. Epub 2018 May 11. PMID: 29758238.
- Silman S, Gelfand SA, Silverman CA. Late-onset auditory deprivation: effects of monaural versus binaural hearing aids. *J Acoust Soc Am*. 1984 Nov;76(5):1357-62. doi: 10.1121/1.391451. PMID: 6512097.
- Fortunato S, Forli F, Guglielmi V, De Corso E, Paludetti G, Berrettini S, Fetoni AR. A review of new insights on the association between hearing loss and cognitive decline in ageing. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2016 Jun;36(3):155-66. doi: 10.14639/0392-100X-993. PMID: 27214827; PMCID: PMC4977003.
- Kuk F, Keenan D, Lau CC. Comparison of vent effects between a solid earmold and a hollow earmold. *J Am Acad Audiol*. 2009 Sep;20(8):480-91. doi: 10.3766/jaaa.20.8.3. PMID: 19764168.
- Oxenham AJ, Bacon SP. Cochlear compression: perceptual measures and implications for normal and impaired hearing. *Ear Hear*. 2003 Oct;24(5):352-66. doi: 10.1097/01.AUD.0000090470.73934.78. PMID: 14534407.

FABIEN SELDRAN



AUDIOPROTHÉSISTE,
AUDITION CONSEIL,
LYON

MÉCANISMES PHYSIOLOGIQUES DE LA CONDUCTION OSSEUSE ET INTÉRÊT CLINIQUE

La stimulation osseuse fait intervenir différents mécanismes complexes. Contrairement à la conduction aérienne, qui est majoritairement ipsilatérale, la conduction osseuse va avoir une diffusion plus large, souvent bilatérale.

Cela peut conduire à des réponses fantômes, lors des tests audiométriques, d'où la nécessité d'avoir recours au masquage. Pour comprendre le fonctionnement de ce mode de stimulation, il est important d'avoir une notion des différents mécanismes qui vont être impliqués.

Les premiers travaux qui ont permis de mettre en évidence une contribution de la voie osseuse pour la transmission du son datent des années 1930. Von Bekesy (1932) a montré que le son produit par la conduction osseuse (CO) excite l'oreille interne en créant une onde qui se propage sur la membrane basilaire, identique à l'onde créée par conduction aérienne (CA). Et Von Bekesy (1932) et Barany (1938) ont montré qu'en utilisant un son pur en CA, avec une amplitude et un déphasage adaptés, on peut arriver à supprimer la perception d'un son pur stimulé en CO. La CA et la CO seraient donc 2 voies parallèles, complémentaires et quelque part interdépendantes pour la transmission du son. Cependant, la voie osseuse fait appel à de multiples mécanismes, chacun avec une contribution plus ou moins importante, en fonction des fréquences. Pour illustrer ces mécanismes, plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature, mais un des plus abouti (tout en restant dans une forme simple) est celui de Stenfelt (2016) qui propose 5 mécanismes contributeurs à la transmission du son par voie osseuse (figure 1), à savoir :

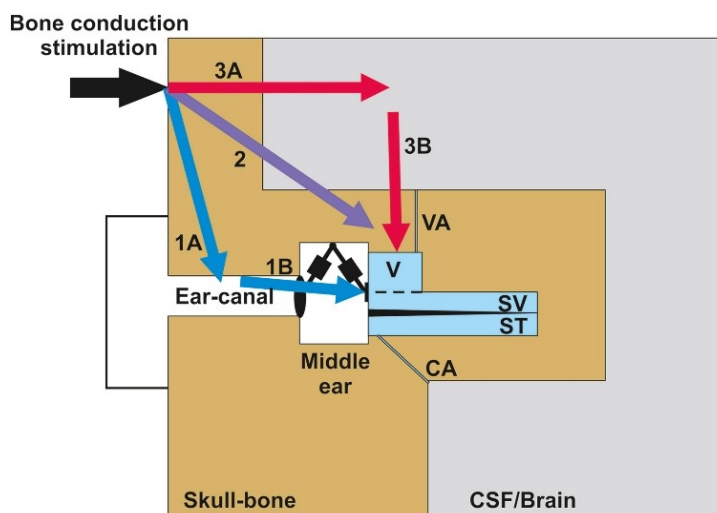
- (1) La génération d'une pression sonore dans le Conduit Auditif Externe (CAE)
- (2) Le mouvement relatif des osselets de l'Oreille Moyenne, causé par les effets d'inertie de la masse des osselets
- (3) Les Forces d'inertie agissant sur les liquides de l'Oreille Interne
- (4) La compression et l'expansion de l'espace cochléaire
- (5) La transmission de la pression acoustique depuis l'intérieur du crâne

La figure 2 indique la contribution relative des 5 contributeurs indiqués ci-dessus.

Sur la base du modèle de Stenfelt (figure 1), il y aurait 3 parcours pour la CO :

Le Parcours 1 = (1A) + (1B), qui correspond à la composante de pression acoustique du conduit auditif. Le chemin 1A indique la pression sonore du canal auditif pendant l'excitation en CO. Le chemin 1B indique la transmission de la pression acoustique du conduit auditif à l'oreille interne via l'oreille moyenne, comme dans le cas du son en CA.

Figure 1. Schéma de l'oreille. Le conduit auditif, l'oreille moyenne et l'oreille interne sont représentés, et trois voies de transmission sont indiquées. La stimulation en CO est appliquée au niveau de la mastoïde ; la voie 1 (flèche bleue) illustre la transmission du son par la pression acoustique du conduit auditif, le son étant généré dans le conduit auditif (1A) puis transmis à l'oreille interne via l'oreille moyenne (1B). La voie 2 (flèche violette) indique la transmission par vibration osseuse vers l'os entourant l'oreille interne, et la voie 3 (flèche rouge) indique la transmission à l'intérieur du crâne avec une pression acoustique intracrânienne (3A), puis la transmission vers l'oreille interne via l'aqueduc vestibulaire (3B). D'après Stenfelt (2016).



Le Parcours 2, qui correspond à la transmission du son depuis la position de stimulation jusqu'à la vibration de l'os entourant l'oreille interne. Cette voie est utilisée pour calculer les prédictions de l'inertie de l'oreille moyenne et des deux composantes de l'oreille interne, l'inertie du fluide et la compression de l'oreille interne.

Le Parcours 3 = (3A) + (3B), qui correspond à la composante de stimulation par le biais de l'intérieur du crâne. Ce parcours peut être modélisé par un chemin 3A qui indique la transmission via l'os du crâne. Et ensuite par une transmission via l'Aqueduc Vestibulaire à l'Oreille Interne (chemin 3B).

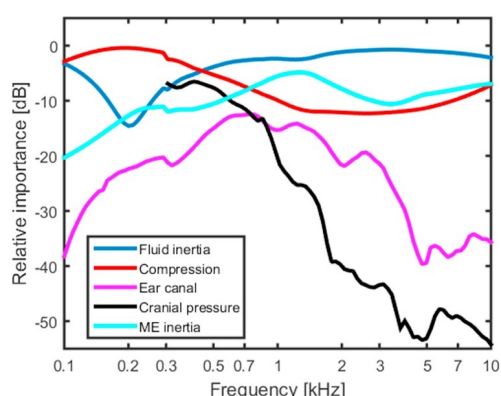


Figure 2. Importance relative des 5 sources contributrices à la transmission du son par voie osseuse. La contribution totale de l'ensemble est représentée par 0 dB, et la contribution individuelle est rapportée à cette contribution totale. D'après Stenfelt (2016).

MÉCANISMES D'INERTIE

La transmission du son par voie osseuse repose essentiellement sur de l'inertie, l'inertie des osselets, mais également l'inertie des fluides cochléaires et intracrâniens. Même si son travail n'est pas directement en lien avec la conduction osseuse, Onchi (1949) a proposé un modèle mécanique de l'oreille moyenne qui permet d'imager l'intervention des mécanismes inertiels, dans le système auditif. Son schéma laisse supposer que les différents éléments (osselets, cochlée, crâne) sont reliés entre eux par des liaisons (ligaments, tendons, autres) assimilables à des ressorts (figure 3).

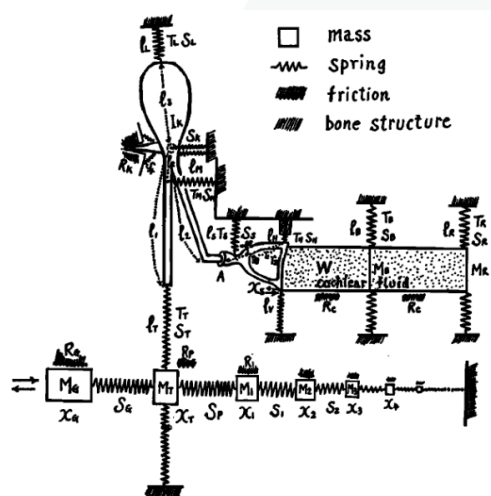


Figure 3. Structure mécanique de l'oreille. Les symboles M, S, X et T désignent Masse, constante du ressort (Spring constant), Déplacement et Tension. D'après Onchi (1947).

Pour expliquer les mécanismes d'inertie, on peut assimiler le crâne à un bol rempli de lait et de corn flakes. Lorsqu'on tient ce bol entre les mains et qu'on le déplace alternativement vers la droite et la gauche, le lait et les corn flakes contenus dans le bol vont se déplacer eux aussi, grâce à l'inertie générée par le mouvement extérieur et par la masse du lait. Par analogie l'application d'une stimulation osseuse sur le crâne va générer une force dynamique sur le crâne, qui va mettre en mouvement toute la boîte crânienne, les osselets, les liquides cochléaires et le liquide céphalo-rachidien.

Ce dernier étant, indirectement, en relation avec les liquides cochléaires droite et gauche, cela explique qu'une stimulation en CO va stimuler les 2 cochlées de la personne, contrairement à la stimulation CA qui restera ipsilatérale (figure 4), jusqu'à un certain niveau de stimulation.

Les osselets étant situés entre le tympan et la cochlée, leur mouvement va donc se faire dans un axe qui est plus ou moins dans le prolongement du conduit auditif externe. C'est pourquoi l'inertie des osselets ne peut entrer en jeu que lorsque le vibreur est positionné sur la mastoïde, car la force appliquée par le vibreur va dans le même sens que les mouvements de balancement des osselets. Au contraire, si le vibreur est appliqué sur le front, la force du vibreur est perpendiculaire à l'axe de balancement des osselets, qui ne peuvent donc pas être mis en

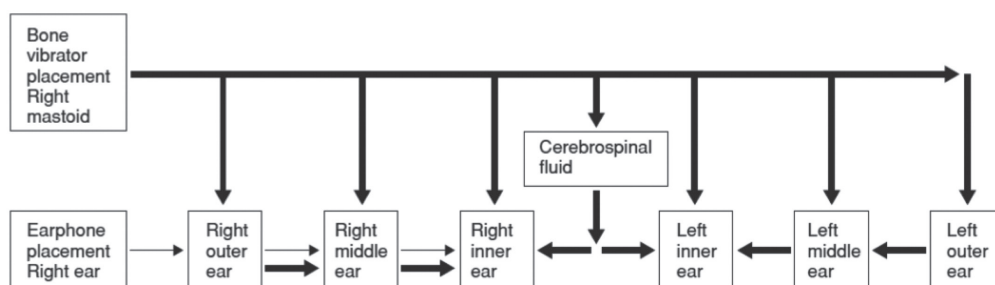


Figure 4. Voies de transmission pour la conduction aérienne, exemple de l'oreille droite (flèches en traits fins) et pour la conduction osseuse (flèches en traits gras). A noter que les signaux CA à forte intensité peuvent activer les voies de transmission en CO. D'après Katz et al. (2015).

Figure 5. Représentation de l'inertie des osselets en fonction de la position du vibreur. La conduction osseuse par inertie des osselets se produit lorsqu'un vibreur, placé sur la mastoïde, fait vibrer le crâne dans le même sens que le mouvement de la chaîne des osselets (a), mais pas lorsqu'un vibreur placé au niveau du front fait vibrer le crâne perpendiculairement à celle-ci (b). D'après Gelfand et Calandruccio (2023).

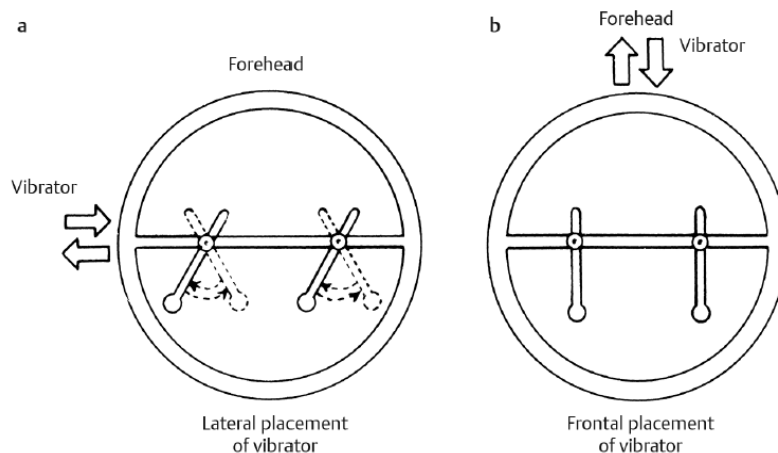
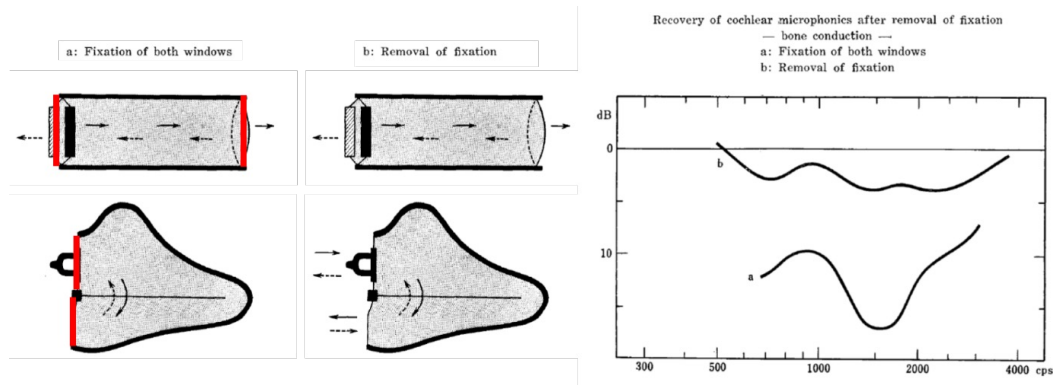


Figure 6. A gauche : Illustration de la fixation des fenêtres ovale et ronde (a) et du retrait de la fixation (b). A droite : Seuil CO mesuré par recueil du potentiel microphonique lorsque les fenêtres sont fixées (a) et non fixées (b). Adapté de Kirikae (1959).



mouvement par la force du vibreur (Gelfand et Calandruccio, **figure 5**). A savoir que l'inertie des osselets interviendra essentiellement pour les fréquences mediums 500 à 2000 Hz.

Un autre mécanisme inertiel de la CO est l'inertie des fluides cochléaires (**figure 6**). Pour comprendre ce concept, il faut assimiler la cochlée et ses fluides à un récipient rempli de liquide, soumis à des mouvements de va et vient, comme une fiole qu'on tient en main et qu'on secoue pour homogénéiser son contenu. Ce mécanisme a été mis en évidence par les travaux de Kirikae (1959) qui a fixé les fenêtres ovale et ronde de la cochlée, pour reproduire par exemple le blocage engendré par l'otospongiose. Les auteurs ont constaté qu'un blocage des fenêtres conduisait à une dégradation des seuils CO d'une quinzaine de dB. Après retrait du système de fixation des fenêtres, l'expérience a montré que les seuils CO s'améliorèrent de nouveau d'une quinzaine de dB. Pour reprendre l'exemple de la fiole en verre, la fixation des fenêtres équivaut à avoir une fiole fermée avec, à ses extrémités, un goulot et un culot en verre sans aucune mobilité. Le retrait de la fixation des fenêtres équivaut à avoir une fiole fermée avec, à ses extrémités, quelque chose de beaucoup plus souple et mobile, comme une tétine de biberon. Lorsqu'on secoue une fiole avec des extrémités souples, le liquide qu'elle contient

aura une liberté et une amplitude de mouvement beaucoup plus importantes.

Enfin, le dernier mécanisme inertiel est l'inertie des fluides intracrâniens, i.e. le liquide céphalo-rachidien (LCR). Ce mécanisme a été mis en évidence par les travaux de Sohmer et de ses collaborateurs qui ont défini une « voie liquidienne » de la conduction osseuse. En 2000, Sohmer et al. ont utilisé des recueils PEAp avec des vibreurs, pour rechercher les seuils auditifs de sujets ayant une craniotomie, dans le cadre d'une chirurgie réparatrice, suite à un accident. Les auteurs ont appliqué le vibreur, sur le crâne et directement sur la craniotomie (**figure 7**). Ils ont constaté que, lorsque le vibreur était positionné sur la craniotomie, les seuils étaient identiques ou meilleurs que les seuils mesurés avec le vibreur sur le crâne. Pour confirmer cette hypothèse d'une voie liquidienne, Sohmer et Freeman (2004) ont conduit des expérimentations sur des paires de rats et de cochons d'Inde. Les cavités crâniennes de chaque paire d'animaux ont été reliées à l'aide d'un tube en plastique rempli de solution saline, scellé dans une craniotomie pratiquée dans le crâne de chaque animal (**figure 8**). Le principe de l'expérience consistait à délivrer des stimuli osseux sur le crâne du 1er animal et à enregistrer les réponses PEAp sur le second animal, relié par le pont en plastique. Les résultats de l'expérience

ont montré que la stimulation osseuse du premier animal engendrait des réponses auditives (PEAp) chez le second animal. C'est donc cette expérience qui a permis de confirmer la contribution de la voie liquidienne dans la conduction osseuse.

COMPRESSION DE L'ESPACE COCHLÉAIRE

Parmi les mécanismes cités précédemment, il y a également la compression de l'espace cochléaire. Ce mécanisme est très bien expliqué dans l'ouvrage *Audiologie pratique - Audiométrie* de Legent et al. (2011) et nous invitons le lecteur à consulter ce document qui est beaucoup plus détaillé que le présent article. Les auteurs expliquent que lorsqu'on applique une source de vibrations mécaniques sur le crâne, on constate qu'il peut osciller de 2 façons. Par translation dans les graves. Par des alternances de compressions et d'expansions de l'espace cochléaire dans les aigus. Du point de vue des propriétés de la cochlée, il faut savoir que le volume de la rampe vestibulaire (RV) est 1,5 fois plus grand que celui de la rampe tympanique (RT). Aussi, l'impédance de la fenêtre ovale (FO) est beaucoup plus importante que celle de la fenêtre ronde (FR). Du fait de ces 2 propriétés, lorsqu'il y a une compression de l'espace cochléaire, l'excès de fluide va être forcé vers la rampe tympanique et vers la fenêtre ronde. Et inversement, lors de l'expansion de l'espace cochléaire, le fluide va de la rampe tympanique à la rampe vestibulaire et pousse la fenêtre ovale vers l'extérieur (**figure 9**). Ces mouvements liquidiens provoquent des déformations de la membrane basilaire, qui induisent alors une sensation sonore.

DIFFUSION DE LA VIBRATION OSSEUSE

CO = FORCE + SURFACE + ÉNERGIE

Les paramètres qui interviennent dans la stimulation en CO sont la force, la surface de diffusion et l'énergie. Les niveaux de sortie des transducteurs osseux sont exprimés en Newtons (N). En réalité, les vibreurs appliquent une force pour stimuler la cochlée. Ils fonctionnent en général comme une masse flottante qui oscille autour de son point d'équilibre. Par exemple, dans le cas de l'audiométrie en CO, il existe une force statique correspond à la pression nécessaire qui doit être exercée par le vibreur sur la mastoïde pour obtenir un bon couplage, un bon transfert d'énergie. C'est pour cela que les cerceaux des vibreurs d'audiométrie sont souvent serrés. Lorsqu'on envoie la stimulation sonore, le transducteur osseux va faire des mouvements de va et vient autour de son point d'équilibre, c'est ce qui correspond à la force dynamique et qui va produire le son. Cependant, l'écoute par voie osseuse ne se fait pas exclusivement par un vibreur osseux. Un transducteur aérien peut lui aussi véhiculer de l'énergie et de l'information sonore par voie osseuse. C'est d'ailleurs pour cela que nous observons des réponses fantômes en conduction aérienne, au-delà d'un certain niveau de stimulation au casque. En 1970, Martin et Blosser avaient mis en évidence que le transfert transcrânien se faisait par conduction osseuse.

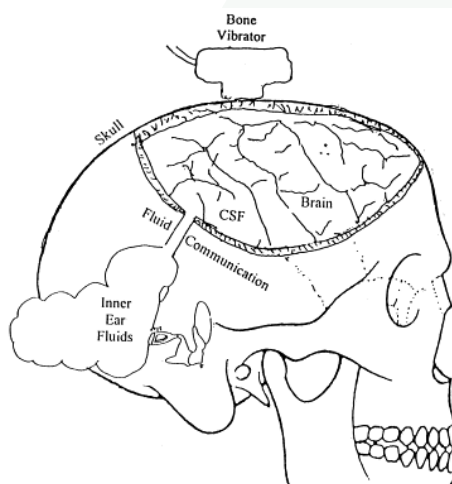


Figure 7. Schéma d'un humain illustrant la voie liquidienne de la conduction osseuse. Le crâne est dessiné en transparent afin de montrer le LCR et le cerveau en dessous. D'après Sohmer et al. (2000).

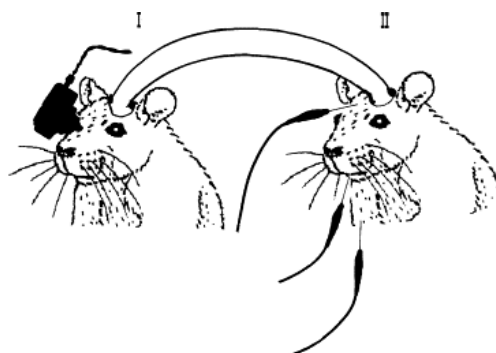


Figure 8. Schéma du protocole expérimental de Sohmer et Freeman (2004). L'animal I, à gauche, est stimulé par un vibreur osseux appliqué sur l'os du crâne exposé. Le tube rempli de solution saline relie les cavités crâniennes des deux animaux. L'enregistrement des PEA est réalisé sur l'animal II, à droite. D'après Sohmer et Freeman (2004).

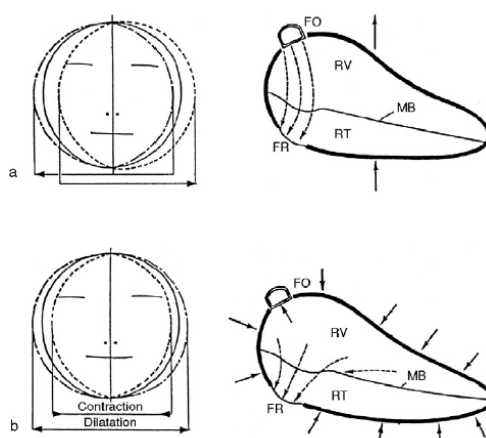
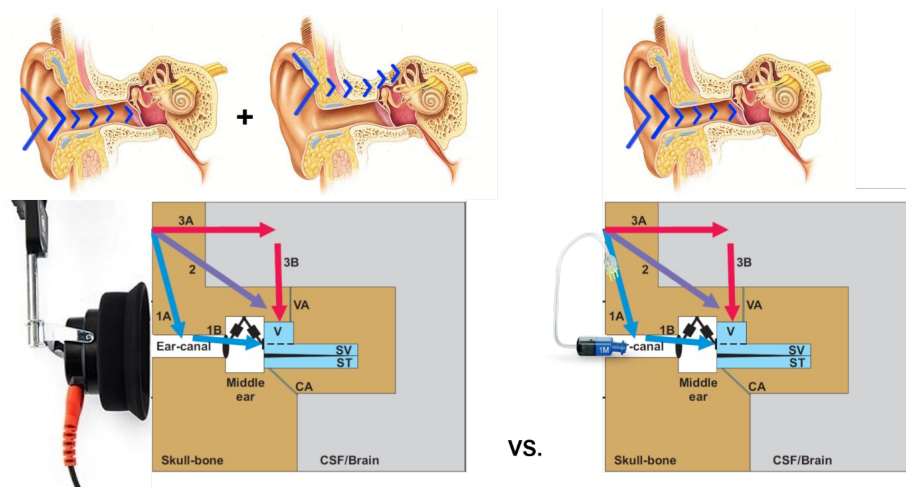


Figure 9. Les mécanismes de la transmission osseuse. a. par translation. b. par compression. FO : fenêtre ovale ; FR : fenêtre ronde ; MB : membrane basilaire ; RV : rampe vestibulaire ; RT : rampe tympanique. D'après Legent et al. (2011).

Figure 10. A gauche, la stimulation aérienne par un casque se fait sur une large surface de diffusion et implique une composante aérienne par le CAE et une composante osseuse, par le biais du pavillon en contact avec le casque. A droite, la stimulation aérienne par un écouteur d'appareil auditif (ou par un insert) se fait sur une surface de diffusion réduite et n'implique qu'une composante aérienne pour la transmission du son. Adapté de Stenfelt (2016).



Pour cela, ils avaient recruté des patients atteints de cophose unilatérale, qu'ils avaient soumis à une audiométrie en conduction aérienne des 2 côtés. Lors de l'audiométrie de la mauvaise oreille, la bonne oreille était soit laissée libre, soit bouchée par un bouchon. Les réponses, fantômes, étaient identiques avec et sans bouchon. Ce qui signifie que l'atténuation interaurale n'est pas affectée par le bouchon et donc, que le « CROS hearing » se produit par conduction osseuse. L'énergie délivrée par le casque et la surface de diffusion (toute la surface du pavillon) sont tellement importantes, que la stimulation est captée par la cochlée controlatérale.

D'après Katz et al. (2015), lorsqu'un signal

acoustique est délivré à travers un casque, la pression sonore résultante agit sur une surface du crâne déterminée par le coussinet de l'écouteur. La surface associée à un petit embout d'écouteur se traduira par une plus petite force appliquée sur le crâne, ce qui réduit la transmission par conduction osseuse. L'Atténuation Interaurale (AI) augmente donc lorsque la surface de contact du transducteur diminue. Aussi, l'AI est la plus importante pour les inserts, en partie à cause de leur plus petite surface de contact avec le crâne (figure 10).

Pour limiter le transfert transcranien en conduction aérienne, il est préférable de privilégier des inserts ou des écouteurs d'appareils auditifs (mesure insitu) au casque. Non seulement leur surface de diffusion sera moins importante. Mais l'énergie (en mW) nécessaire pour développer X dB SPL au tympan sera moins importante, elle aussi. Cela conduit à un gain d'atténuation jusqu'à 35 dB avec les inserts, par rapport au casque. C'est ce que nous retrouvons dans les abaques d'atténuation interaurale fournies par les fabricants d'inserts (figure 11).

La stimulation osseuse diffuse le son par différentes voies de transmission et fait intervenir, en parallèle, différents mécanismes complexes. Il est donc important de bien comprendre les mécanismes de la CO pour optimiser l'audiométrie et la réhabilitation auditive. ■

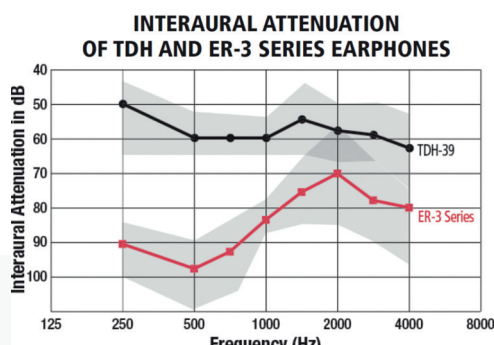


Figure 11. Atténuation interaurale, pour les différentes fréquences, avec le casque TDH-39 et avec les inserts Etymotic série ER-3. Source Etymotic Research Inc.

RÉFÉRENCES

Bárány, E.A. A contribution to the physiology of bone conduction. *Acta Otolaryngol.* 1938;Supplement 26:1-223.
Békésy, G. von., 1932. Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung (On the theory of sound reception by bone conduction). *Ann. Phys.* 13, 111-136, Experiments in Hearing pp. 128-147.
ER-3C™ insert earphones user guide. Etymotic Research Inc.
Gelfand, S.A. and Calandruccio, L. (2023) *Essentials of audiology*. 5th Edition. Thieme, New York.

Katz, J., Chasin, M., English, K., Hood, L.J. and Tillery, K.L. (2015) *Handbook of Clinical Audiology*. 7th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
Kirkak I. An experimental study on the fundamental mechanism of bone conduction. Chapter XI Experimental study on bone conduction with fixation of the oval and round window – An evaluation of compression bone conduction theories. *Acta Otolaryngol.* 1959;Supplement 45:91-104.
Legent, F., Bordure, P., Calais, C., Malard, O., Chays, A., Roland, J., Garnier, S., Debrulle, X. (2011) *Audiologie Pratique Audiométrie*. 3^{ème} Edition. Elsevier Masson, Paris.

Martin, F.N., Blosser, D. Cross hearing—air conduction or bone conduction. *Psychon Sci* 1970;20:231.
Onchi Y. A Study of the Mechanism of the Middle Ear. *J Acoust Soc Am.* 1949; 21(4): 404-410.
Sohmer H, Freeman S. Further evidence for a fluid pathway during bone conduction auditory stimulation. *Hear Res.* 2004;193(1-2):105-110.
Sohmer H, Freeman S, Geal-Dor M, Adelman C, Savion I. Bone conduction experiments in humans - a fluid pathway from bone to ear. *Hear Res.* 2000;146(1-2):81-88.
Stenfelt S. Model predictions for bone conduction perception in the human. *Hear Res.* 2016;340:135-143.

30^{ème} Enseignement Post-Universitaire en Audioprothèse

27-28 novembre 2026

Cité des Sciences et de l'Industrie
La Villette • Paris 19



COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

BERTRAND PHILLIPPON



INGÉNIEUR
ACOUSTICIEN
EXPERT PRODUIT
WIDEX

1 AN AVEC WIDEX ALLURE : LES ÉVIDENCES CLINIQUES

Sorti en Avril 2025, Widex Allure™ est maintenant à la disposition des patients partout dans le monde.

Ces aides auditives s'inscrivent dans la tradition de Widex basé sur des piliers de recherche de qualité sonore, de vitesse de traitement de signal et de performances dans le bruit.

Les études présentées ci-dessous mettent en évidence les performances des aides auditives Widex Allure™ et soulignent le rôle essentiel de la qualité sonore dans l'expérience quotidienne des patients.

1. ENQUÊTE DE SATISFACTION EN VIE RÉELLE

Une enquête de satisfaction a été menée auprès de 270 patients équipés des aides auditives Allure™ au sein des centres WSA aux États-Unis et au Canada. Les données recueillies dans les 30 jours suivant le premier réglage mettent en évidence un large plébiscite :

- **97% des patients** affirment que le son délivré est naturel et clair.
- **95% constatent une amélioration nette** de leur compréhension de la parole dans les environnements bruyants.
- **97% confirment** que leurs aides auditives améliorent activement leur qualité de vie globale.

L'importance du son naturel : Ces données sont en phase avec les besoins des patients recueillis lors d'enquêtes à grande échelle (Ziegler et al., 3 877 utilisateurs), montrant que la compréhension dans le bruit est bien évidemment un facteur essentiel mais aussi que pour 94% des patients, la qualité sonore est un critère « très » à « extrêmement » important lors de l'appareillage.

2. SUCCÈS CLINIQUE DU PROGRAMME PURESOUND

Le programme PureSound est un des éléments clefs du traitement de signal Widex. Il est conçu pour éliminer les conséquences de l'effet de filtre en peigne en réduisant le délai de traitement à seulement **0,5 ms**.

Lancé en 2020 avec Moment™, PureSound a connu plusieurs évolutions majeures sur Allure™. Le programme intègre désormais le Dynamic Feedback Controller (anti-larsen compatible ZeroDelay pour un gain stable) et un traitement directionnel adapté (Low Delay Beamformer). (Figure 1)

En analysant les données de réglages (32 897 sessions Allure vs 171 653 sessions Moment), ces innovations ont permis aux audioprothésistes dans le monde entier de proposer le programme PureSound à plus de patients :

- Le programme PureSound a été activé par les professionnels dans **35,1% des sessions Allure**, soit un taux qui a plus que doublé par rapport à la génération Moment. (Figure 2)

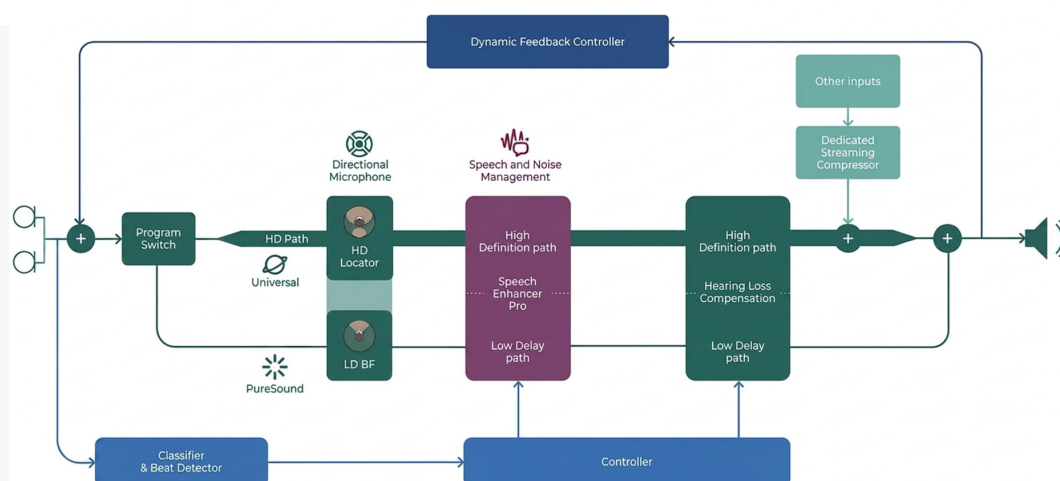


Figure 1.
Traitement de signal
dans les programmes
Universel et Pure
Sound.

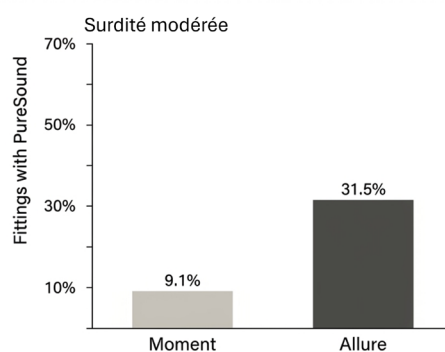
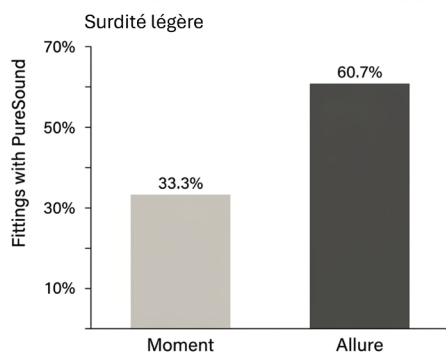


Figure 2.
% de programmes
activés en Pure Sound.

3. ALLURE EN MILIEU BRUYANT - APPROCHE NATURELLE VERSUS INTELLIGENCE ARTIFICIELLE

La compréhension dans les environnements bruyants demeure le défi central de l'audiologie moderne.

Dans ce contexte, une étude comparative a évalué la philosophie de traitement Widex face aux technologies reposant sur les réseaux de neurones profonds (DNN).

DIFFÉRENTES PHILOSOPHIES DE TRAITEMENT DU SIGNAL

- **L'approche naturelle (Widex Allure™)** : Repose sur la préservation maximale des indices auditifs d'origine (niveaux sonores, enveloppe temporelle, indices spatiaux) avec un minimum de distorsions.
- **L'approche IA / DNN (Concurrents)** : Utilise des réseaux de neurones entraînés sur de vastes bases de données pour tenter de séparer artificiellement la parole du bruit. Leurs performances réelles dépendent fortement

de la taille et de la diversité des données d'entraînement.

MÉTHODOLOGIE DE L'ÉTUDE

- L'étude a inclus **29 adultes** atteints de surdité de perception symétrique, répartis en deux groupes : 14 ayant une perte légère à modérée, et 15 ayant une perte modérée à sévère.
- **Appareils testés** : Widex Allure™ RIC R D face à 4 appareils premium concurrents (nommés HA#2   HA#5) mettant en avant une stratégie antibruit par DNN.
- **Matériel de test** : Un environnement standardisé dans une cabine insonorisée avec un réseau de 8 haut-parleurs simulant une conversation de groupe réaliste (parole adaptative sur les HP de devant à +/- 30  et bruits de caf ter a/distracteurs à l'arrière). Le niveau de bruit total combiné était fixé à 68 dB SPL.
-  valuation du score de reconnaissance des mots (%)   un rapport signal/bruit (SNR) fixe et exigeant, correspondant au seuil où le meilleur appareil atteint 90% de compréhension (SRT90).

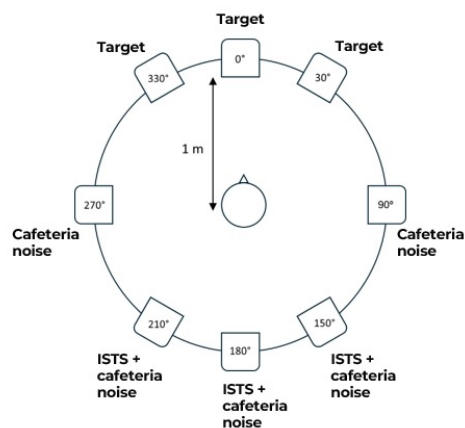


Figure 3. Description du système de test avec une parole fluctuante entre +/- 30 c à l'avant et un bruit de fond homogène et représentatif d'un café   l'arrière.

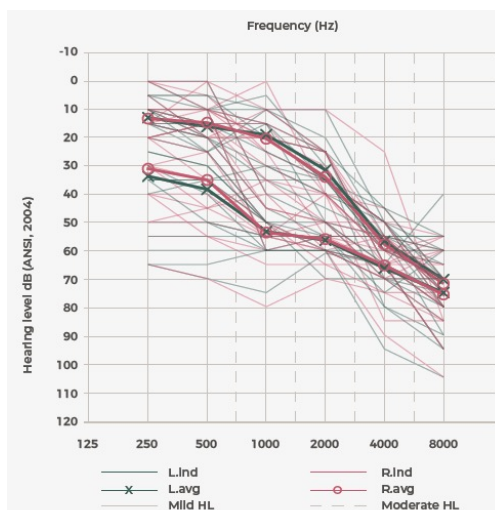


Figure 4.
Audiogrammes des
patients inclus dans
l'étude

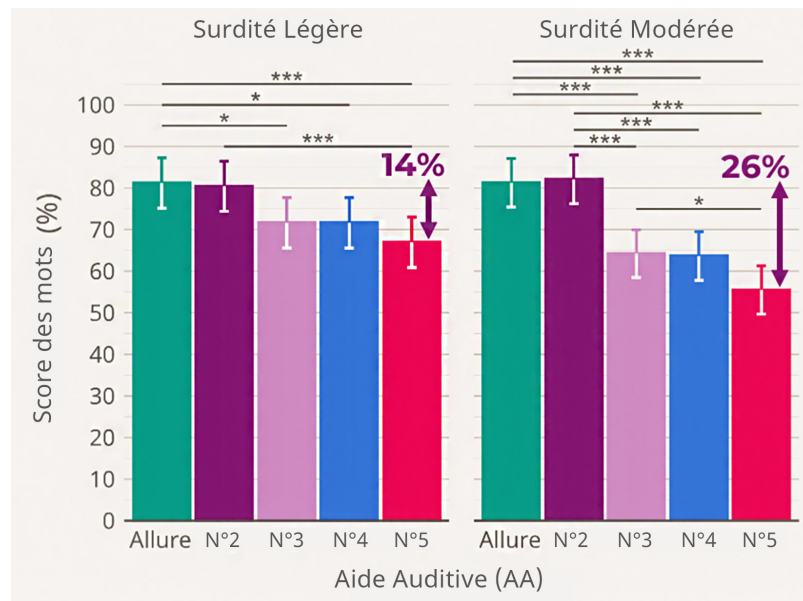


Figure 5.
Résultats de l tude
comparative à
un SRT fixe.

4. RÉSULTATS

L'approche de traitement naturel de Widex Allure™, qui vise à préserver les indices acoustiques et temporels sans distorsion artificielle, fait jeu égal ou surperforme les stratégies antibruit par IA.

SCORE DE RECONNAISSANCE DES MOTS (%) DANS LE BRUIT

- Face à 3 des dispositifs IA (HA#3, HA#4, HA#5) : Widex Allure™ surperforme significativement. Le gain d'intelligibilité est de +10% à +14% pour les pertes légères, et atteint +18% à +26% pour les pertes modérées à sévères.
- Face au meilleur dispositif IA (HA#2) : Widex Allure affiche des performances comparables et statistiquement équivalentes. (Figure 5)

STABILITÉ FACE   LA SÉVÉRITÉ DE LA PERTE AUDITIVE

- Les scores de reconnaissance pour Allure et HA#2 restent stables à environ 80% de réussite, quel que soit le degré de perte auditive.
-   l'inverse, les performances des trois autres appareils IA concurrents (HA#3, HA#4, HA#5) chutent drastiquement lorsque la perte auditive s'aggrave.

5. IMPACT CLINIQUE PROFOND - QUALITÉ SONORE, HUMEUR ET FATIGUE AUDITIVE

Au-delà de la simple intelligibilité, la qualité sonore a un impact direct sur la santé psychologique de l'adulte. En effet, une étude clinique a démontré le lien de cause à effet entre réglage acoustique fin, fatigue et état émotionnel.

PROTOCOLE DE L'ÉTUDE

- Participants : 30 adultes expérimentés (51-80 ans) présentant une perte auditive bilatérale.
- Création des programmes personnalisés : en laboratoire, via la fonctionnalité d'application Widex, « My sound », les participants ont ajusté les gains (Graves, M diums, Aigus) pour créer deux profils distincts :

1. **Programme "Good"** : Optimisation maximale de la qualité sonore sur un éventail de stimuli (parole, musique classique, jazz, rires). Les mesures réelles (REAR) révèlent que ce profil choisi par les patients s'aligne étroitement sur la cible prescriptive théorique standard NAL-NL2.

2. **Programme "Tolerable"** (Non préféré) : Une qualité sonore volontairement dégradée (générant en moyenne une sous-amplification subtile de 3 à 5 dB entre 1 000 et 4 000 Hz), mais restant supportable pendant une semaine.

- Phase terrain en double aveugle : Les patients ont porté chaque programme alternativement à domicile pendant une semaine, sans savoir lequel était activé.

CORRÉLATIONS QUOTIDIENNES ET BÉNÉFICES TERRAIN

L'analyse statistique a mis en évidence deux comportements chez les participants lors du retour à domicile :

- **Les participants "Consistants"** (63% / n=19) : Ont confirmé à la maison leur préférence établie en laboratoire.
- **Les participants "Inconsistants"** (37% / n=11) : Ont modifié leur jugement face aux bruits du quotidien, préférant le profil "Tolérable" en environnement réel.

RÉDUCTION PROUVÉE DE LA FATIGUE LIÉE   L'ÉCOUTE (LISTENING-RELATED FATIGUE)

 valu e rétrospectivement en fin de semaine via une échelle validée (Vanderbilt Fatigue Scale)

- Pour le groupe consistant, l'utilisation du programme de "bonne qualité sonore" réduit la fatigue de **4 points** de manière hautement significative.
- **Un impact majeur** : Les auteurs soulignent qu'un gain de 4 points par simple optimisation de la qualité sonore équivaut à un écart de fatigue mesuré entre une personne non appareillée et une personne appareillée. Ajuster finement la qualité sonore est donc aussi puissant que le fait d'appareiller le patient.

- Point important : les tests de reconnaissance de la parole dans le bruit (QuickSIN) n'ont montré **aucune différence de performance objective (<0,5 dB)** entre les réglages "Good" et "Tolerable". Les bénéfices sur l'humeur et la fatigue ne sont donc pas dictés par une meilleure intelligibilité, mais purement par le **confort et la qualité sonore**.

CONCLUSIONS

Après plus de 12 mois d'utilisation des aides auditives Allures, ces études nous indiquent les éléments suivants :

1. **Le programme Pure Sound est de plus en plus accepté** par les audioprothésistes, les patients éligibles et mérite d'être proposé à l'essai
2. **Le nouveau gestionnaire de Larsen** permet plus de flexibilité concernant le couplage acoustique
3. **L'IA n'est pas systématiquement supérieure** : Un traitement du signal naturel et rapide

se montre plus efficace pour préserver l'intelligibilité globale à haut niveau d'exigence qu'une réduction de bruit artificielle par DNN.

4. **Santé mentale** : Optimiser la qualité sonore est un levier clinique indispensable pour réduire la fatigue de l'adulte et préserver son bien-être émotionnel au quotidien. ■

RÉFÉRENCES

Widex Press 61: HIGH SATISFACTION AND EXCELLENT REAL-LIFE EXPERIENCE WITH ALLURE

The Importance of Natural Sound for Hearing Aid Users and Clinicians (Hearing review 2024) By Jan Ziegler, MSc; Laura Winther Balling, PhD; and Dana Helmink, AuD

WidexPress Issue_62 - Allure PureSound

Comparing Natural Processing and AI Approaches in Speech-In-Noise Performance (Hearing Review 2026) Korhonen et al.,

Perceived sound quality and mood in established hearing aid users (Trends in HearingVolume 30, 2026) Kjersten Branscome, Erin M. Picou, Taylor Dalzell, Eric Branda, Laura W. Balling

Découvrez toute la puissance du titane par fusion laser



Groupe Olbinski
85 rue de Cambrai
59500 Douai
www.groupe-olbinski.com



**ARNAUD
COEZ**



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E. (PHARM.D, PH.D)

MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

ADMINISTRATEUR
DE LA SOCIÉTÉ
SCIENTIFIQUE
D'AUDIOPROTHÈSE
ARNAUD.COEZ@
SSAUDIO.ORG

DIRECTEUR
SCIENTIFIQUE
AUDITIONSANTÉ

SOCIÉTÉ SCIENTIFIQUE D'AUDIOPROTHÈSE (SSA) : ÉTAT D'AVANCEMENT DU GROUPE DE TRAVAIL " COMPTE RENDU AUDIOPROTHÉTIQUE "

La société scientifique d'audioprothèse a organisé le 29 juin 2026 un webinaire pour présenter l'état d'avancement des différents groupes de travail.

Concernant le groupe de travail 'le compte rendu audioprothétique', l'objectif est d'automatiser cette tâche à partir des données qui auront été collectées par l'audioprothésiste dans le cadre de l'appareillage auditif c'est-à-dire des différentes actions qui auront été menées pour réaliser 'le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé', comme définies par le Code de la Santé Publique.

Les attendus de ce compte rendu audioprothétique ont été définis par l'arrêté de 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale.

Un état des lieux des pratiques a été réalisé par la SSA lors du dernier congrès des audioprothésistes français en mars 2026. Les résultats ont été présentés dans le numéro 3 des cahiers de l'audition 2026, en page 21 : https://www.college-nat-audio.fr/cahier_audition/cda-3-2026/

Les audioprothésistes réalisent dans leur grande majorité des comptes rendus. Néanmoins, ils sont confrontés, comme le soulignait déjà les conclusions de la société française d'audiologie (SFA) à de fortes contraintes liées aux outils informatiques. Effectivement, les logiciels proposés sont mal adaptés pour faire la synthèse des différentes données recueillies avec des matériels différents. Ils n'ont absolument pas été conçus initialement pour réaliser des comptes rendus qui prendraient en considération les spécificités de la législation française. La réalisation du compte rendu devient dès lors fastidieuse et difficilement réalisable dans les 7 jours impartis pour le réaliser après la facturation de l'appareillage bien que toutes les informations pour pouvoir le faire ont été acquises.

Aussi, le compte rendu peut-il souvent se résumer à l'édition des courbes obtenues à partir des logiciels de matériels audiométriques. Il est relativement aisé de produire un graphique d'audiométrie tonale, d'audiométrie vocale dans le silence, d'audiométrie vocale dans le bruit, de gain acoustique au coupleur 2cc ou en mesure 'in vivo', accompagné de quelques observations.

Afin de parfaire ce document qui a le mérite d'exister, il a été identifié la nécessité de constituer un groupe de travail autour des 'tests de localisation spatiale' qui sont inconstamment réalisés. Les matériels utilisés par les professionnels sont très disparates. Pourtant, l'évaluation des étudiants de troisième année du CNAM montre que le test de référence de Decroix-Dehaussy est parfaitement connu et maîtrisé et que son intérêt n'est plus à démontrer. Face à la résistance à sa mise en œuvre, il convient d'investiguer les raisons de sa rare utilisation et/ou de favoriser le développement

de nouveaux matériels permettant de lever les freins. Une mission de la SSA sera certainement de ré-affirmer les objectifs et l'intérêt de ce type de tests par la formation continue.

L'autre axe de travail identifié par la SSA porte sur les autres types de données à collecter dans le cadre de l'anamnèse et qui s'avèrent indispensables à l'appareillage du patient et à l'organisation de son suivi audioprothétique. Ces données concernent la cause de la perte d'audition, les données d'appareillage (embouts, events ...), la motivation du patient, les objectifs de l'appareillage, les résultats d'un appareillage précédent (en cas de renouvellement),

Ces données sont recueillies souvent au cours d'une ou plusieurs consultations. Les réponses des patients sont notées sur des supports divers selon les audioprothésistes et très souvent mélangées à d'autres données qui n'ont rien à voir (bons de livraisons, commentaires administratifs ...).

Le type de données à recueillir n'est pas défini avec précision et il peut être très variable d'un patient à l'autre pour un même audioprothésiste, encore plus variable d'un audioprothésiste à un autre dans un même centre, et plus encore entre centres...

Les précis d'audioprothèse consacrent un chapitre entier aux questions qui pourraient être posées systématiquement (chapitre 1 du bilan d'orientation prothétique). Peu d'équipes utilisent un document standardisé et dédié. C'est pourtant l'assurance d'apporter à chaque patient la qualité de soin auquel il a le droit : comprendre le mécanisme de surdité pour apporter la solution technique la plus appropriée, la lui expliquer et l'exposer dans un compte rendu.

Ces mêmes données, si elles sont notées, sont la base et la matière du compte rendu. Aussi, le groupe de travail 'compte rendu audioprothétique' réalise actuellement un cahier des charges des données qui pourraient être recueillies par l'audioprothésiste au cours de l'anamnèse et complétées au fil des visites (**cadre 1**). Il serait souhaitable de pouvoir

Société Scientifique d'Audioprothèse (SSA)

GROUPE DE TRAVAIL "COMPTE RENDU AUDIOPROTHÉTIQUE"

y intégrer des résultats de tests qui ont pu être réalisés par d'autres professionnels : par exemple cause de la perte d'audition diagnostiquée par le médecin prescripteur, le seuil stapédien mesuré par le centre d'exploration fonctionnelle, la liste des confusions phonétiques relevé par l'orthophoniste, l'hydrops objectivé par une IRM-hydrops par le service d'imagerie médicale etc ...

Le groupe de travail aura à investiguer où doivent être hébergées ces données collectées pour répondre au mieux à l'objectif de réaliser un compte rendu. A partir de ces données, les outils actuels d'intelligence artificielle sont capables de générer un compte rendu standardisé de façon automatique.

Du succès de ce groupe de travail, peut surgir la création du dossier audiolinguistique partagé du patient où chaque acteur de Santé pourrait compléter les informations le concernant dans sa spécialité.

nous appelons tous les audioprothésistes à nous rejoindre pour contribuer au développement du groupe de travail sur

le compte rendu audioprothétique et donc à l'organisation voulue des bases de données cliniques.

Nous appelons tous les développeurs de logiciels et spécialistes en IA à proposer une solution informatique au recueil des données nécessaires à la réalisation d'un compte rendu standardisé et automatisé

Nous appelons les autres professions médicales organisées autour de la personnes malentendantes à nous rejoindre pour développer des solutions communes et partageables.

Nous appelons l'industrie des professionnels de l'audition à nous rejoindre car ce sujet soulève l'espoir de pouvoir développer des grandes bases de données cliniques compatibles entre elles, standardisées, qui une fois rendues anonymes permettront de répondre à des questions de Santé Publique.

Toutes les idées sont les bienvenues. Vous pouvez les adresser à l'adresse mail : arnaud.coez@ssaudio.org ■

CADRE 1

Exemple d'anamnèse réalisée par l'audioprothésiste pour réaliser un appareillage qui comprend le choix, l'adaptation, la délivrance, le contrôle d'efficacité immédiate et permanente de la prothèse auditive et l'éducation prothétique du déficient de l'ouïe appareillé.

(En souligné, l'item identifié suivi de la réponse (ou pas) possible de l'audioprothésiste. Nous pourrions imaginer que ces différents champs soient remplis par une IA à partir de l'enregistrement audio de la consultation)

Rappel clinique :

Origine Perte d'audition : congénitale

Génétique : stéréocilline

Année d'apparition : naissance

Année d'appareillage : 01/02/2000

Opérations oreille : non

Perte tonale Symétrique / unilatérale : symétrique

Caractère évolutif : non

Degré (BIAP) : moyenne

Signes associés :

Acouphènes : non

Vertiges : non

Vue : ok

Praxie : ok

Traitements/pathologie associée : non

Principales répercussions sur qualité de vie, effort d'écoute, fatigue : questionnaires

Effort fourni (vanderbilt) :

Fatigue ressentie (vanderbilt) :

Objectifs d'appareillage COSI : améliorer la perception des sons faibles, étendre la bande passante audible, réduire l'effort fourni pour accéder à l'information

Principales motivations réduire l'effort auditif à fournir à son travail pour être plus efficace

Explorations complémentaires

Otoscopie : ok

Tympanométrie : normale

Seuil stapédien :

à 85 dB à droite et à gauche à 500, 1000 et 2000 Hz

Seuil Pea : 70 dB à droite, 65 dB à gauche

Seuils ASSR :

OEAp : absence

PDA : absence

Imagerie :

Historique appareillage auditif

Date dernier appareillage : 2022

Type : contours

Marque, Modèle : Signia, Motion 7Nx

Embout : acryl dur

Évent : 1,5 mm

Perte tonale résiduelle avec AA : 30 dB HL

Intelligibilité dans le silence avec AA :

80% à voix moyenne (45 dB Hv)

Intelligibilité dans le silence avec AA +LL : 100%

SIB(50) = +6 dB

Utilisation microphone déporté : non

Utilisation tv connector : non

Utilisation bobine T : non

Application fabricant : non

Choix audioprothétiques

Type : RIC

Choix appareils auditifs : Phonak, Sphère Ultra

Embouts : acryl dur

Évent : 1,5mm

Connexion Téléphone portable : à prévoir

Utilisation microphone déporté : à prévoir

Utilisation tv (connector) : à prévoir

Utilisation bobine T : non

Résultats audioprothétiques

Datalog : 12h / jour

Principales Ambiances traversées :

Conversation dans le calme (20%), dans le bruit (10%)

Gain audioprothétique tonal :

+ 5 dB par rapport aux anciens appareils

Gain audioprothétique vocal :

100% d'intelligibilité à un niveau de voix moyen

Gain audioprothétique vocal dans le bruit SIB(50) = 0 dB

Orthophonie :

Orthophoniste : arrêt en 2010

Date prochaine visite : décembre 2026



DIPLOME D'UNIVERSITÉ D'AUDIOPHONOLOGIE ET D'OTOLOGIE DE L'ENFANT

SERVICE D'ORL PÉDIATRIQUE ET DE
CHIRURGIE CERVICOFACIALE
HÔPITAL UNIVERSITAIRE NECKER
ENFANTS-MALADES - PARIS
APHP ET UNIVERSITÉ PARIS CITÉ

Directeurs de l'enseignement :

Vincent Couloigner, Françoise Denoyelle

Coordinateurs pédagogiques :

Natalie Loundon, Marine Parodi,

Responsable de l'enseignement

d'Audiophonologie : Natalie Loundon

Responsables de l'enseignement

d'Otologie : Nicolas Leboulanger,
François Simon

Le DU comporte :

- Un tronc commun obligatoire d'audiophonologie

Ouvert aux médecins ORL, phoniatres, médecins des centres spécialisés et aux orthophonistes, psychologues, audioprothésistes, professeurs de sourds, instituteurs spécialisés

- Une option otologie, réservée aux médecins spécialisés en ORL

Organisation de l'enseignement :

sur 8 jeudis ou vendredis entre Novembre

2026 et Juin 2027 avec cours théoriques et cours pratiques (70 heures). Six journées d'enseignement sont organisées en distanciel et deux sont en présentiel.

L'enseignement concerne :

- l'oreille et son fonctionnement, les explorations fonctionnelles audio-vestibulaires,
- les surdités de l'enfant et leurs conséquences sur le langage, les thérapeutiques médicales et chirurgicales, l'appareillage auditif, les implants cochléaires, d'oreille moyenne et à ancrage osseux chez l'enfant, les réglages d'implant ;
- les aspects éducatifs, La prise en charge orthophonique et la scolarité, les aspects administratifs, sociaux et financiers ;
- la génétique de surdités et la thérapie génique
- la dysphonie de l'enfant, les retards de langage.

Avec 2 ateliers pratiques : Techniques et pièges de l'audiométrie infantile ; Techniques chirurgicales.

Clôture du diplôme par un examen écrit.

Renseignements :

- Sur le site de l'Université Paris Cité
<https://odf.u-paris.fr/fr/catalogue-des-diplomes-d-universite.html>

- Secrétariat ORL : Tel 01.71.39.67.85 /

Fax : 01.71.39.67.00

Mail : ana-maria.lanak@aphp.fr

Ouverture des inscriptions : le 11/06/2026

Frais d'inscription : 1070 € (internes ou formation initiale 540 €, diplômés depuis moins de 2 ans 750 €). Agrément Formation Permanente. Recommandé par le Comité Français du BIAP.



COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

30^{ÈME} ENSEIGNEMENT POST UNIVERSITAIRE

27 ET 28 NOVEMBRE 2026

CITÉ DES SCIENCES ET DE L'INDUSTRIE
LA VILLETTE • PARIS 19

Année après année, l'EPU s'est affirmé comme le rendez-vous incontournable de la profession, et sans conteste le premier événement francophone dédié à l'audioprothèse.

Comme l'an dernier, le programme de deux journées de "Workshops", pensées comme des espaces d'échanges approfondis : un format inédit, à mi-chemin entre la plénière et la pratique, dédié tant aux avancées scientifiques qu'aux débats politiques qui animent notre profession.

L'ambition est simple : faire de cet EPU un temps fort de savoir, d'ouverture et d'engagement.

Que chacun d'entre nous puisse y trouver matière à réflexion, inspiration pour sa pratique, et confiance dans l'avenir d'une profession qui ne cesse d'évoluer, sans jamais renier ses valeurs : compétence, éthique et humanisme.

Renseignements :

www.audioepu.com

17^{ÈME} CONGRÈS DE LA SOCIÉTÉ FRANÇAISE D'AUDIOLOGIE

11 ET 12 SEPTEMBRE 2026

LE CORUM - MONTPELLIER

Le 17^{ème} Congrès de la Société Française d'Audiologie met à l'honneur un thème au cœur des avancées scientifiques actuelles : les surdités unilatérales et asymétriques. Ces atteintes auditives offrent aujourd'hui des perspectives nouvelles, nourries par les progrès en neurosciences, en imagerie fonctionnelle et en modélisation expérimentale.

L'événement rassemblera chercheurs, cliniciens, ingénieurs et professionnels de l'audiologie autour de sessions plénières thématiques, de tables rondes et d'ateliers pratiques. Un rendez-vous incontournable pour partager les connaissances, favoriser la transdisciplinarité et accompagner l'évolution des pratiques au service des patients.

17^{ème} Congrès de la
SFA Société Française d'Audiologie

11-12
SEPTEMBRE 2026

Surdités unilatérales
et asymétriques : de la
recherche à la clinique.

Le Corum - Palais des congrès
Montpellier, France



INSCRIVEZ-VOUS DÈS AUJOURD'HUI !

www.congres-sfa2026.fr



Devenez audioprothésiste indépendant !

265
centres

Rejoignez-
nous

CDI / CDD
à pourvoir

Découvrez
nos centres
qui recrutent !



sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.



WIDEX ALLURE™

LA DIFFÉRENCE EST CLAIRE



Logiciel de réglage
intuitif



Prêt pour le
futur



Fiable, performant
et sécurisé



WIDEX ALLURE & COMPASS CLOUD 2.0

Des solutions innovantes conçues pour soutenir votre pratique
et renforcer la qualité de vos adaptations.

WIDEX | 70 ANS