

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 38

N°2 - 2025

ACTION D'ÉDUCATION POUR LA SANTÉ

L'audioprothésiste, ambassadeur
de l'environnement sonore.

MÉTIER ET TECHNIQUE

Réévaluation de la norme
du test FraMatrix dans
les conditions d'exercice
courantes des audioprothésistes.

CAS CLINIQUE

De l'intérêt de la bimodalité.

Incertitude en audiométrie vocale :
Comment choisir son test ?
Quelles implications sur l'incertitude de
mesure ? Comment y remédier ?

LE DOSSIER

ET SI NOUS REPENSIONS LE COUPLAGE ACOUSTIQUE ?

MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDES 2024

ÉCOLE DE FOUGÈRES

29^{ème} Enseignement Post-Universitaire en Audioprothèse

28-29 novembre 2025

Centre de congrès • Lyon
50 Quai Charles de Gaulle



COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

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-clermontl.fr

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

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

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

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

MEMBRES CORRESPONDANTS

ÉTRANGERS

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

Dépôt Légal à date de parution

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°2-2025

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 Matthieu DEL RIO

EDITORIAL

- 5 Paul AVAN

DOSSIER

- 7 L'effet d'occlusion : une clé pour l'optimisation
du couplage des appareillages auditifs
Christian BROCARD, Axelle MERMET
- 17 Couplage endo auriculaire et intelligibilité dans le bruit.
L'effet d'occlusion est-il toujours un mauvais effet ?
Xavier DELERCE
- 26 Effet d'occlusion et performance dans le bruit :
questions - réponses
Christian BROCARD, Xavier DELERCE

MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDES 2024 ÉCOLE DE FOUGÈRES

- 31 Apport d'un test de stéréoéquilibrage chez les patients
appareillés en stéréophonie depuis plus de 6 mois
Blandine CHENUUELLE VAUCHER

ACTION D'ÉDUCATION POUR LA SANTÉ

- 43 L'audioprothésiste,
ambassadeur de l'environnement sonore
Arnaud COEZ

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 46 Réévaluation de la norme du test FraMatrix dans les
conditions d'exercice courantes des audioprothésistes
**Justine de BAGLION de la DUFFERIE,
Julie BESTEL, Martin CHAVANT**

CAS CLINIQUE PROPOSÉ PAR AUDIKA

- 56 De l'intérêt de la bimodalité
Antoine BOURGEOIS

CAS CLINIQUE

- 58 Incertitude en audiométrie vocale :
Comment choisir son test ?
Quelles implications sur l'incertitude de mesure ?
Comment y remédier ?
Nicolas WALLAERT, Jean HADRIEN, Paraouty NIHAAD



Audéo Sphere[™] Infinio



Une clarté de la parole inégalée
quelle que soit la direction¹

2x plus

de chance d'entendre
dans le bruit²



Découvrez
Audéo Sphere



**2 nouvelles
puces**

Exclusives Phonak
conçues avec de
l'Intelligence
Artificielle

www.phonak.fr

'la vie s'exprime

¹ Phonak.fr/etudes. Mesure de l'amélioration du rapport signal/bruit pondéré par l'indice d'intelligibilité de la parole (SII-SNR) dans les conditions avec vs sans aides auditives sur Kemar, oreilles occluses. Comparaison du programme Parole dans le bruit intense Sphérique de Audéo I90-Sphere avec trois aides auditives concurrentes (niveau premium). L'amélioration mesurée du SII-SNR est de 5,9 dB pour Phonak Audéo I90-Sphere vs entre 2,2 et 3,3 dB pour les trois concurrents testés. Mesure de l'amélioration du rapport signal/bruit pondéré par l'indice d'intelligibilité de la parole (SII-SNR) pour la fonction Clarté de la Parole Sphérique en marche vs arrêtée dans plusieurs directions de signal (0°, 60°, 90°, 120° et 180°), sur Kemar, oreilles occluses. Amélioration du SII-SNR de 5,8 dB à 6,9 dB dans toutes les directions testées pour la meilleure oreille. Audéo I-Sphere L'aide auditive a pour fonction d'amplifier les sons et de les transmettre dans l'oreille, afin de compenser une perte auditive. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Produit soumis à prescription médicale. Consultez votre audioprothésiste et/ou votre médecin. Lire attentivement les instructions figurant dans le mode d'emploi.

² Wright, A., Keller, M., Kuehnle, V., Latzel, M., Seitz-Paquette, K. (2024). Results of a study investigating speech in noise (SIN) benefits of Phonak Audéo Sphere[™] Infinio found that with Spheric Speech Clarity (SSC), users are 2 times more likely to understand speech in noise compared to without it and up to 3 times more likely compared to two leading competitors. Phonak Field Study News. <https://www.phonak.com/evidence>

Fabricant/Siège : Sonova AG, Laubisrütistrasse 28, CH-8712 Stäfa (Suisse). Sonova France SAS, 5 rue Maryse Bastié, 69500 Bron. Société au capital social de 1 000 400 €. Numéro SIREN : 314036682. R.C.S Lyon.

LE MOT DU PRÉSIDENT

LES CAHIERS DE
L'AUDITIONVOL 38
N°2 - 2025

**C'EST AVEC BEAUCOUP DE PLAISIR
QUE JE VOUS RETROUVE POUR CETTE
NOUVELLE ÉDITION DES CAHIERS DE
L'AUDITION.**

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

Chers Collégiens, Chers Confrères,
Chers Étudiants,

Le Collège vous propose aujourd'hui un numéro dont le principal dossier est consacré à « l'effet d'occlusion : une clé pour l'optimisation du couplage des appareillages auditifs ». Pléthore d'autres articles passionnants vous attendent dans ce numéro. Je laisse au Professeur Paul Avan le soin de vous les détailler dans son éditorial !

Pour ma part, je ne peux que me réjouir du dépôt à l'Assemblée nationale, le 18 février dernier, de la proposition de loi visant à la création d'un ordre des audioprothésistes. Portée par le député François Gernigon, le texte bénéficie du soutien de parlementaires de divers horizons et notamment de spécialistes en santé publique, tout ceci dans un esprit transpartisan. L'initiative a par ailleurs reçu le soutien du président de la HAS, Lionel Collet, qui s'est exprimé en faveur de la création d'un ordre professionnel lors du 28^e EPU en audioprothèse.

Nous œuvrons de longue date pour le renforcement de nos compétences et de nos critères de formation, mais également au respect déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Au regard de ces missions dédiées du Collège, nous avons

muri dans le temps l'idée qu'il nous fallait un cadre réglementaire nettement renforcé. L'actualité récente de la filière auditive et les dérives constatées par l'Assurance maladie n'ont fait que renforcer cette volonté. Il faut aussi rappeler que la mise en place par le gouvernement de la réforme du « 100 % santé », en 2018, a marqué un tournant majeur dans l'histoire de la prise en charge des patients atteints de problèmes d'audition. Cette loi a permis à des centaines de milliers de Français d'accéder sans reste-à-charge à des soins jusque-là très coûteux. Le déficit auditif est un handicap invisible dont les répercussions peuvent être graves : dépression, déclin cognitif, démences, etc. Il doit être dépisté tôt et traité rapidement. En ce sens la réforme a mis en lumière notre rôle en tant que professionnels de santé à part entière et l'audioprothèse est alors entrée historiquement dans le débat public. L'audiologie au sens large est désormais au cœur des préoccupations des politiques et c'est un motif de grande satisfaction pour le Collège. La création d'un ordre professionnel est aujourd'hui une vraie opportunité d'inscrire plus encore l'audioprothèse dans le cadre plus vaste d'acteur légitime au service d'enjeux de santé publique majeurs, et d'autant plus, dans un contexte de vieillissement de la population française.

La création d'un ordre des audioprothésistes s'articule autour de quatre principales missions comme l'expose la PPL :

- Garantir la qualité de la prise en charge et du suivi des patients, dans un contexte d'augmentation de la file active et de vieillissement de la population, par la définition et la mise à jour d'un code de déontologie et des bonnes pratiques.
- Assumer la fonction de juridiction disciplinaire qui permettrait aux patients d'être protégés face aux fraudes de certains audioprothésistes, au service de l'ensemble de la profession.
- Tenir à jour un tableau de l'ordre dans lequel seront précisés les professionnels audioprothésistes en mesure de pratiquer légalement le métier.
- Veiller au respect du code déontologique et garantir les qualifications requises pour l'exercice de la profession, par la mise en œuvre d'une certification périodique.

Je tiens ici à rappeler à nos lecteurs que la proposition de loi a été rédigée en étroite collaboration avec le Collège national d'audioprothèse (CNA) et le Syndicat des audioprothésistes (SDA).

Aujourd'hui, la perspective d'un futur ordre des audioprothésistes est plus réaliste que jamais. Au demeurant, il reste encore beaucoup de chemin à parcourir pour que cette PPL prenne vie. Il faudra par ailleurs au Collège et à ses partenaires faire preuve de pédagogie et être force de persuasion pour lever les dernières réticences de ceux que cette création effraie – notamment du point de vue financier – ou de ceux qui n'y voient qu'un intérêt relatif.

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

Matthieu DEL RIO

Audition
Santé



À l'écoute de nouvelles opportunités ?

Rejoignez AuditionSanté !

Un acteur majeur de l'audition, jeune et dynamique

Soutenu par le groupe international Sonova.

Un développement ambitieux

Près de 320 centres en France, nombreuses acquisitions et ouvertures dont le «World of Hearing», concept innovant basé sur des expériences immersives et interactives.

Proche de ses audioprothésistes

Formation continue, matériel de pointe, communauté d'experts.

Proche de ses clients

Accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme d'aides la plus complète du marché.



Envie de nous rejoindre ?

Contactez

Inès Coste - HR Business Partner
recrutement@auditionsante.fr
07 50 66 52 49



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



NOTRE PAGE LINKEDIN
<https://fr.linkedin.com/company/auditionsante>



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance

AuditionSanté



Votre centre auditif

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°2 - 2025

ÉDITORIAL



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

Les adages sont souvent confortables grâce à la flexibilité de leur sens. On dit parfois que le diable est dans les détails, ou que le mieux est l'ennemi du bien, les IA génératives allant jusqu'à invoquer Flaubert ou Montesquieu comme référents. Pour nous qui plaidons depuis longtemps pour une approche de précision (qui veut dire : mieux, grâce aux détails) de l'audiologie et de l'appareillage audioprothétique, il est difficile d'adhérer à la lettre à ces expressions. Comment se fait-il alors qu'elles viennent à l'esprit à la lecture de ce numéro ?

C'est parce que chacun de nos auteurs se penche sur des situations de compromis, dans lesquelles la balance peut être difficile à trouver entre avantages et inconvénients d'une solution par rapport à d'autres. Christian Brocard et Axelle Mermet partent des algorithmes d'optimisation de la performance corrective des appareils auditifs. Pour en bénéficier pleinement, faut-il occlure le conduit auditif au risque de voir l'autophonation entraîner des plaintes de certains patients, débordant les avantages obtenus ? La réponse n'est pas binaire ! Les auteurs mettent en garde contre la variabilité individuelle et proposent des protocoles d'évaluation et de visualisation. Examinant ces questions sous un angle complémentaire, Xavier Delerce cherche comment concilier masse acoustique, confort et performance. L'auteur plaide pour

un couplage sur mesure. Concept additionnel et très intéressant, à élargir à d'autres problématiques de nos domaines, je cite "de vieux tests peuvent être recyclés pour des problèmes très actuels auxquels leur concepteurs n'avaient pas du tout pensé !" Pour conclure ce dossier, quoi de mieux qu'un dialogue entre Christian Brocard et Xavier Delerce, mis en scène grâce aux questions de Jehan Gutleben. Les deux intervenants invoquent des solutions nuancées, l'insuffisance de certains tests et le besoin de réglages spécifiques.

Dans son mémoire, Blandine Chenuelle Vaucher s'est penchée sur le stéréo-équilibre (déjà récemment abordé), la binauralité étant à l'origine de nombreux avantages en situations réalistes, localisation et débruitage mais pas seulement. Si l'on condense les résultats obtenus, cet équilibre est bien accepté par les patients mais pas toujours à la source d'améliorations mesurables. L'auteure insiste à juste titre sur certaines limites de tests et sur la complexité du système auditif et de ses altérations, dont aucune ne joue en faveur d'un équilibre basé sur des "recettes".

En guise d'entracte à ce numéro, Arnaud Coez estime, lui, qu'il y a un domaine où le détail n'est pas de mise et où le diable est dans l'ignorance, c'est la connaissance des décibels par le public : d'où les efforts pour le familiariser à l'aide d'outils élémentaires. Si un simple passant arrive désormais à défibriller avec succès un congénère en train de mourir, pourquoi un autre simple passant ne pourrait-il pas sauver

l'audition d'un congénère en train de se rendre sourd, juste en lui montrant que le décibélisateur est en train de "fibriller" ?

Justine de Baglion, Julie Bestel et Martin Chavant nous montrent, eux, que le diable est parfois dans les décrets : écart de 3 dB par rapport à la "norme", oui mais quelle norme ? Il faut se placer dans les conditions qu'on utilise en laboratoire d'audioprothèse pour établir celle-ci, afin que l'application du décret aux

patients testés dans les mêmes conditions ait un sens rigoureux. Les 0,9 ou 0,7 dB de différence peuvent faire basculer une décision, pour les patients un peu limites.

Enfin les cas cliniques détaillés par Antoine Bourgeois, puis par Nicolas Wallaert, Hadrien Jean et Nihaad Paraouty, attirent notre attention sur les mêmes types de subtilités de choix ou d'analyse, leurs limites ou leurs biais mais aussi le succès d'une approche mûrie. Toutes approches qui rendent l'audiologie clinique attractive au lieu d'être la servile application d'une morne routine.

**CHACUN DE NOS AUTEURS SE
PENCHE SUR DES SITUATIONS DE
COMPROMIS, DANS LESQUELLES
LA BALANCE PEUT ÊTRE
DIFFICILE À TROUVER ENTRE
AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS
D'UNE SOLUTION PAR RAPPORT À
D'AUTRES.**

ReSound GN

ReSound Vivia

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



CHRISTIAN BROCARD ¹
AXELLE MERMET ²



¹ AUDIOPROTHÉSISTE
D.E,
D.U D'AUDIOLOGIE
CENTRE ENTENDRE
GRENOBLE -
CONSULTANT
AUDIOFORMÉA
BROCARD.CHRISTIAN
@GMAIL.COM

² ETUDIANTE EN
TROISIÈME ANNÉE,
UNIVERSITÉ CLAUDE
BERNARD LYON 1

L'EFFET D'OCCLUSION : UNE CLÉ POUR L'OPTIMISATION DU COUPLAGE DES APPAREILLAGES AUDITIFS

L'industrie de l'audioprothèse rivalise d'ingéniosité pour proposer des algorithmes d'optimisation de la performance corrective des appareils auditifs.

Ces algorithmes sont d'autant plus efficaces lorsque le couplage acoustique est fermé, ce qui favorise ainsi le flux sonore amplifié. Cependant, l'obturation du conduit auditif confronte les utilisateurs au phénomène de l'autophonation passive ^{1,2}.

En effet, les porteurs d'appareils auditifs peuvent être gênés par la fermeture du conduit auditif, en raison de la qualité sonore peu naturelle de leur propre voix et d'autres sons internes, comme ceux produits lors de la mastication. L'une des plaintes les plus fréquentes, notamment chez les patients ayant une audition peu dégradée dans les basses fréquences, est que leur voix semble « creuse » ou « résonnante ».

Cette gêne, mise en avant dans le rapport MarkeTrak VII ³, où il est montré que plus de 30 % des porteurs d'aides auditives était insatisfait de la qualité sonore de leur voix avec leur équipement, est un élément essentiel dans l'acceptation et la tolérance d'une aide auditive.

L'autophonation passive est la conséquence perceptive de l'effet d'occlusion (EO) qui engendre une accumulation d'énergie basses fréquences dans la cavité résiduelle.

Nous montrerons dans cet article que cet effet d'occlusion est un phénomène variable entre les patients. Le protocole qui est détaillé ci-après permettra de quantifier le niveau de chaque patient, et ainsi anticiper le choix du couplage auriculaire et/ou valider un effet d'occlusion résiduel.

PHÉNOMÈNE PHYSIQUE

Lors de la vocalisation, l'énergie sonore est notamment transmise par voie osseuse dans le conduit auditif. La vibration des parois molles, cartilagineuses du conduit transfèrent cette énergie au volume d'air contenu dans le conduit ^{4,5}.

Lorsque le conduit est obturé par un embout ou un dôme, la pression acoustique dans la cavité résiduelle, située entre le tympan et l'extrémité du couplage acoustique, augmente. Cette énergie sonore est alors transmise au système auditif, entraînant une sensation désagréable : l'autophonation passive. Le phénomène physique sous-jacent est l'effet d'occlusion (EO).

Le questionnement est le comportement d'un flux d'amplification dans un conduit fermé, notamment pour les fréquences graves concernées par le phénomène d'EO.

Un flux d'énergie qui arrive dans une cavité fermée, va engendrer l'augmentation du niveau de pression acoustique.

Quand la cavité n'est pas complètement occluse, la pression engendrée dans la cavité

résiduelle va être modulée par l'effet d'évent.

L'évent est un régulateur de pression, qui va permettre l'évacuation de la pression de la cavité résiduelle et ainsi faire baisser la pression acoustique. ⁵

DISPARITÉS ANATOMIQUES

Comme l'ont souligné Nielsen, C. et al. ⁴, il existe une importante variabilité inter-patient dans l'anatomie d'un conduit auditif externe. Leur étude a montré notamment que la position de la jonction os/cartilage variait entre les patients, avec une longueur de la partie cartilagineuse qui pouvait varier de 11 à 22 mm.

Les parties cartilagineuses molles du conduit sont à l'origine de la transmission d'énergie dans le conduit auditif dans le phénomène d'EO. Aussi, compte tenu de ces différences anatomiques, on peut s'interroger si le niveau d'EO est variable entre ces patients ?

Nous proposons dans cette étude d'approfondir cet élément par une étude statistique observationnelle des disparités d'EO sur un groupe de patients.

REMERCIEMENTS

*Un grand merci à
Claudio MONTEIRO pour
sa relecture attentive et
son aide précieuse dans
l'analyse des données et
le travail statistique.*

Les données recueillies ont été anonymisées de manière irréversible.

PROTOCOLE DE MESURE DE L'EO

Mesurer l'EO, c'est obtenir la différence d'énergie sonore en fond de conduit entre une configuration ouverte et une configuration fermée, lors de la vocalisation de notre patient. La littérature recommande l'utilisation d'une voyelle 'I'.^{6,7}

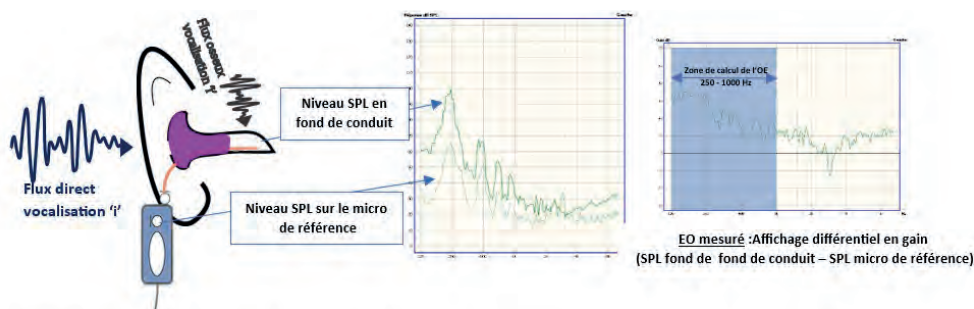
Les deux acquisitions sont effectuées sur une seule séquence afin d'avoir une seule et

même production sonore du patient pour éviter les problèmes de reproductibilité de vocalisation.⁸

La première acquisition est le niveau de pression acoustique en fond de conduit, La seconde est le niveau mesuré sur le microphone de référence. (Figure 1)

Cette seconde mesure est représentative du niveau qui serait obtenu en fond de conduit, oreille ouverte jusqu'à la fréquence 1000 Hz. En effet, le gain naturel de l'oreille va modifier le signal d'entrée qu'à partir de cette fréquence. L'ensemble des mesures d'EO seront donc exploitées jusqu'à 1000 Hz.

Figure 1. Mesure de l'EO et affichage différentiel en réponse à l'émission d'un "I" par le patient.



CALCUL DE L'EO

La valeur de l'EO spécifique à une fermeture de conduit est l'aire comprise entre la courbe d'EO obtenue oreille nue et celle obtenue avec le couplage spécifique jusqu'à 1000 Hz (Figure 2), c'est l'aire d'EO (EO_{aire}).

Visuellement il est facile de se rendre compte de l'énergie basse fréquence accumulée dans la cavité résiduelle en réponse à la vocalisation du patient, ici dans une configuration de fermeture complète du conduit au deuxième coude.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

Nous utilisons le protocole différentiel pour mesurer l'EO comme précisé dans le chapitre précédent avec une évaluation de l' EO_{aire} .

L' EO_{aire} étant calculée, après un export depuis le logiciel de mesure, comme la différence entre

l'EO ouvert et l'EO spécifique au couplage (Onze points entre 125 et 1000 Hz).

La sonde microphonique est placée à proximité du tympan, en respectant la procédure classique d'une mesure in vivo (étalonnage, otoscopie, positionnement de la sonde).

Trois mesures d'EO sont réalisées, avec la sonde microphonique en fond de conduit :

- La mesure oreille ouverte
- La mesure en réalisant une empreinte au niveau du méat.
- La mesure avec le conduit obturé par une empreinte au niveau du deuxième coude du conduit auditif externe

Pour chaque mesure, Il est demandé au patient de vocaliser un 'I'.

Le fait d'utiliser une mesure différentielle, la rend beaucoup moins sensible au niveau de production du patient⁸, et permet une comparaison précise des différentes mesures.

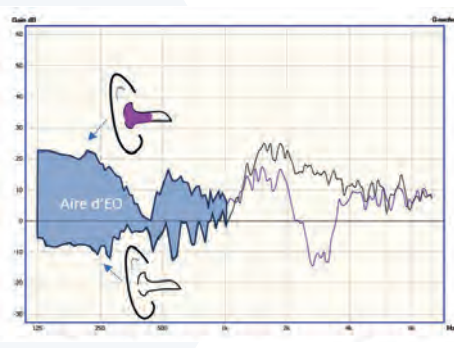
La prise d'empreinte pour l'ensemble des patients réalisée sur deux profondeurs comparables permet d'évaluer les disparités inter-patient de l' EO_{aire} sur ces deux profondeurs d'empreinte.

Le matériel de mesure utilisé était un free fit/Natus en configuration de mesure directe.

Notre cohorte est constituée de 51 patients, sans ATCD ORL, une otoscopie normale, et une audiométrie de type presbycusie (en excluant les surdités de transmission), seule l'oreille gauche a été mesurée.

Les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant le logiciel R v 4.4.2.

Figure 2. Aire d'effet d'occlusion : différence entre le niveau d'EO en configuration ouverte et l'EO pour la fermeture spécifique, ici empreinte au deuxième coude.



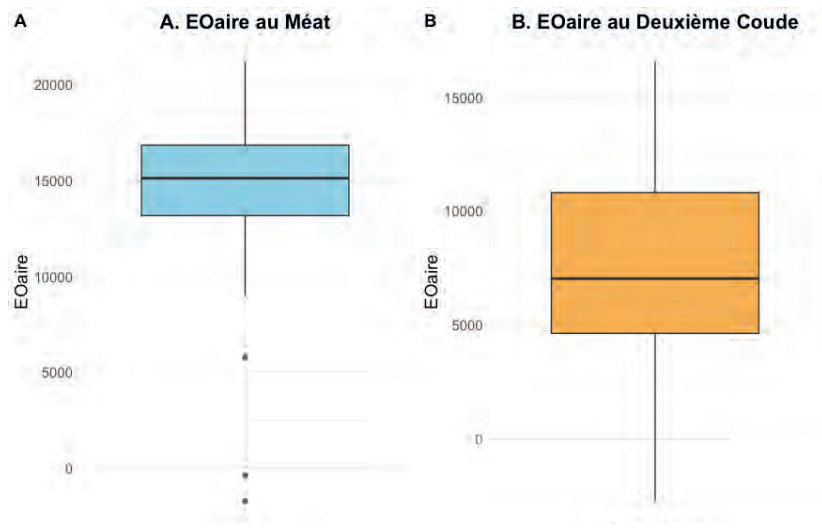


Figure 3. Distributions de l'EO_{aire} mesurées pour un groupe de 51 patients, empreinte au méat (A) et au Deuxième coude (B).

RÉSULTATS

Pour une empreinte au niveau du méat, avec potentiellement une zone 'vibrante' la plus importante possible nous constatons des disparités importantes d'EO_{aire} (Figure 3A).

On constate qu'il existe toujours un EO, avec un facteur 3 entre l'oreille présentant le plus faible EO et le plus important.

On peut ainsi confirmer ainsi qu'il existe des spécificités individuelles engendrant des EO différents.

Il est intéressant de visualiser le comportement de l'EO_{aire} pour une fermeture au niveau du deuxième coude (Figure 3B).

On constate d'une part que le niveau moyen est plus faible, ce qui confirme l'hypothèse selon laquelle un couplage acoustique plus profond limite l'EO.

D'autre part, la distribution statistique des résultats montre une plus grande variation des EO_{aire} pour une fermeture au deuxième coude, montrant qu'il existe des configurations individuelles spécifiques engendrant cette plus grande variabilité à cette position de fermeture.

Par ailleurs, on note que le niveau d'EO_{aire} sur cette position d'occlusion peut être nul. Soulignant l'annulation potentielle de l'EO avec un appui plus profond, probablement osseux.

Existe-t-il une corrélation entre l'EO_{aire} pour une empreinte au niveau du méat et EO_{aire} pour une empreinte sur le deuxième coude ?

La Figure 4 illustre l'étude de la corrélation entre ces deux grandeurs. Cette figure montre une corrélation modérée ($R^2 = 0,33$) entre l'EO_{aire} au méat et l'EO_{aire} au deuxième coude, suggérant une relation partielle entre ces variables. Les résidus présentent une asymétrie faible (0,03) et une kurtosis modérée (3,19), tout en suivant une distribution proche de la normale (test de Shapiro-Wilk : $W = 0,9655$, $p = 0,1352$), validant l'utilisation du modèle linéaire pour ces données.

L'EO_{aire} est systématiquement plus faible quand il est mesuré avec une fermeture au niveau du deuxième coude, et son niveau est très variable et n'est pas corrélé avec l'EO_{aire} mesuré avec un conduit fermé au niveau du méat.

NOUS MONTRERONS DANS CET ARTICLE QUE L'EFFET D'OCCLUSION EST UN PHÉNOMÈNE VARIABLE ENTRE LES PATIENTS.

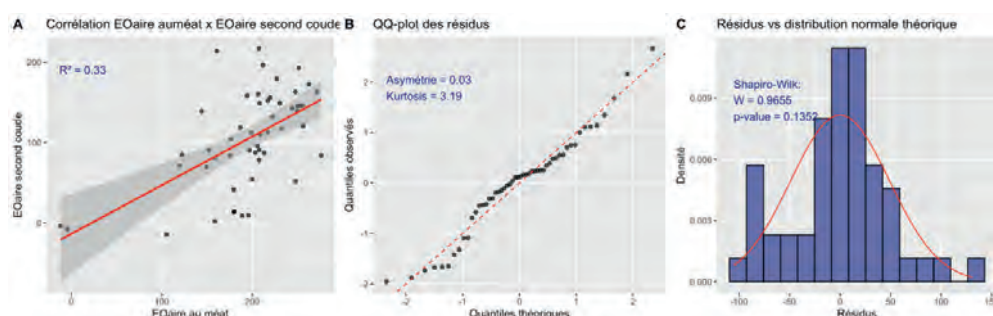


Figure 4. (A) Corrélation entre le niveau EOaire entre la fermeture au méat / Deuxième coude, (B) QQ plot des résidus, (C) Test de distribution des résidus.

Dispositif inscrit sur
la Liste des Produits
et Prestations
Remboursables.

BONEBRIDGE Implant à conduction osseuse

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



hearLIFE

medel.com

Système d'implant actif à conduction osseuse

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

En d'autres termes, le niveau d'EO d'une oreille ne semble pas présager de son évolution dans une position plus profonde du conduit.

Pour expliciter cette variabilité voici 2 patients avec des EO très différents. (Figure 5 et 6)

Pour ces deux patients, on constate un EO avec la fermeture sur le méat quasiment identique, et des EO avec une fermeture au deuxième coude qui sont radicalement différents.

On peut penser que la jonction os cartilage est située plus profondément dans le conduit pour le patient n°20, permettant à la partie cartilagineuse le transfert par vibration de l'énergie de la voix du patient, encore 'actif' pour une fermeture au deuxième coude.

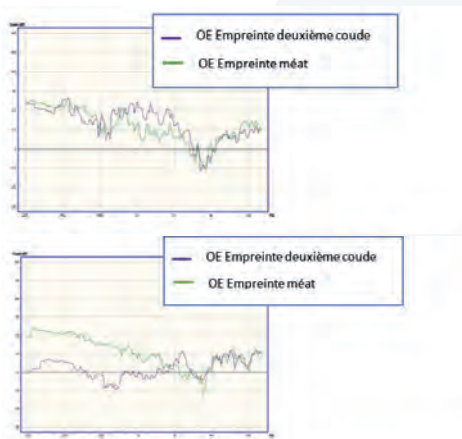


Figure 5. Patient n°20, EO Empreinte méat et deuxième coude.

Figure 6. Patient n°12, OE Empreinte méat et deuxième coude.

RÉPARTITION PAR GROUPE D'EO

Afin de faciliter le travail du professionnel dans son exercice quotidien, nous allons utiliser l' EO_{max} (Figure 7) qui est suffisamment corrélé avec l' EO_{aire} . En effet, la Figure 8 illustre une corrélation établie ($R^2 = 0,66$) entre l' EO_{aire} au deuxième coude et l' EO_{max} mesuré, indiquant que ces variables sont suffisamment liées. Les résidus montrent une asymétrie modérée (0,62) et une kurtosis légèrement accrue (3,45), tout en suivant une distribution proche de la normale (test de Shapiro-Wilk : $W = 0,9717$, $p = 0,249$), validant l'utilisation du modèle linéaire dans ce contexte.

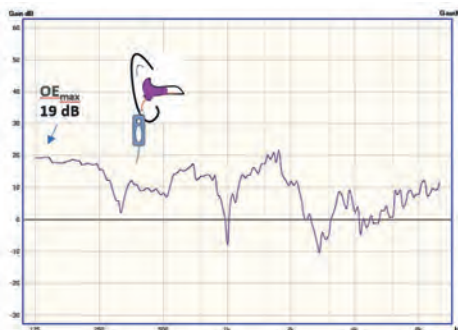


Figure 7. Identification de la valeur EO_{max} , ici 19dB dans une configuration empreinte au deuxième coude.

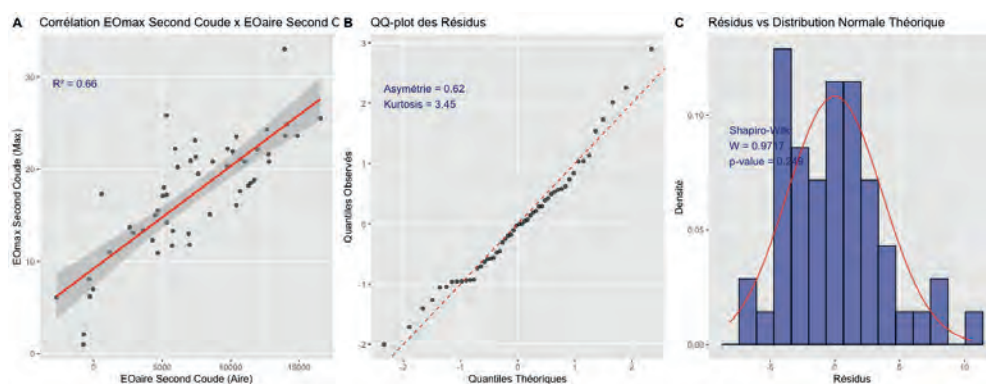


Figure 8. (A) Corrélation entre le niveau EO_{max} et l' EO_{aire} au Deuxième coude, (B) QQ plot des résidus, (C) Test de distribution des résidus.

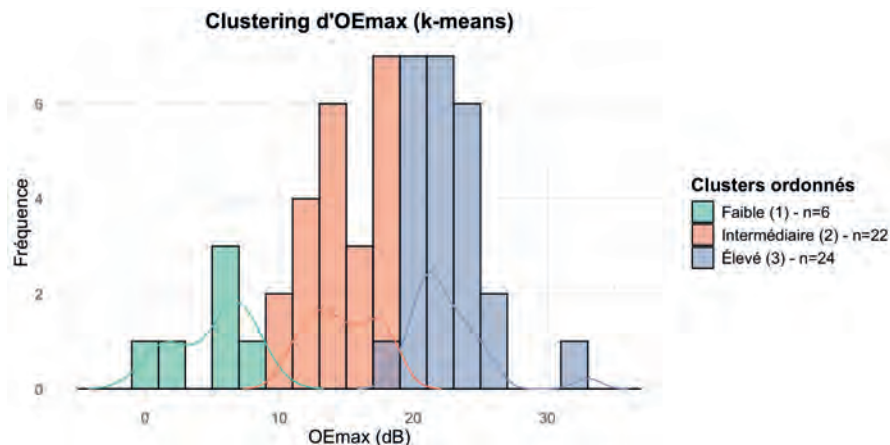
De lecture facile sur un graphique d'EO, le niveau maximal, permet rapidement de se faire une idée assez précise de la catégorie de notre patient. Nous pouvons ainsi établir via une approche k-means une classification de notre cohorte en trois niveaux d' EO_{max} . La Figure 9 illustre une classification k-means de l' EO_{max} en trois clusters : EO faible ($n=6$), EO intermédiaire ($n=22$) et EO élevé ($n=24$). Cette segmentation met en évidence des groupes distincts dans la distribution des EO_{max} , permettant une catégorisation clinique des patients selon leurs valeurs maximales.

Nous utiliserons la fermeture au niveau du deuxième coude qui correspond à une configuration courante lors d'un appareillage auditif et la mise en place du couplage acoustique.

Cette position permet ainsi d'évaluer l' EO_{max} potentiel de notre patient sur ce point de couplage :

- $EO_{max} < 10$ dB, groupe de faible EO
- $10 < EO_{max} < 20$ dB, groupe intermédiaire
- $20 < EO_{max} < 30$ dB, groupe de EO élevé

Figure 9. Utilisation d'une approche k-means pour identifier 3 clusters en se basant sur le niveau OE_{max} mesuré au deuxième coude.

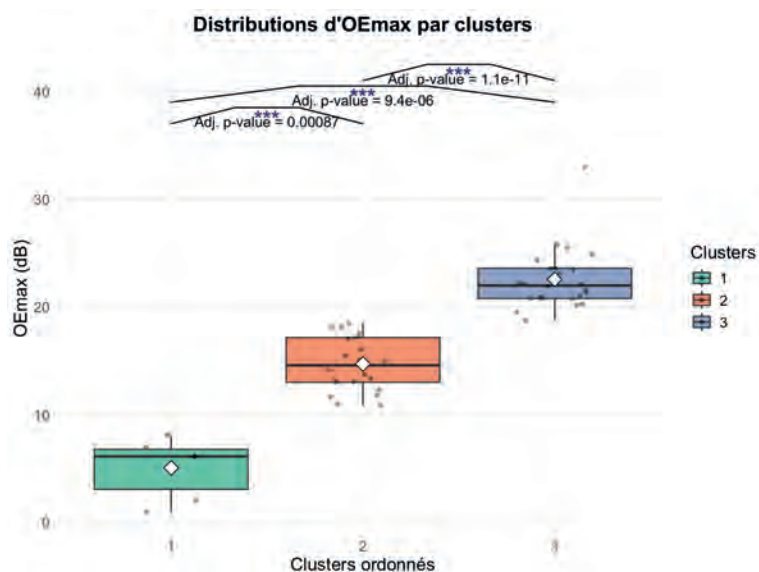


Nous pouvons visualiser la répartition des sous-groupes (**Figure 10**). La Figure 10 illustre la distribution de l' OE_{max} par clusters ordonnés. Les tests de Games-Howell, ajustés pour les comparaisons multiples à l'aide de la méthode de Bonferroni, montrent que les différences entre les clusters sont toutes significatives ($p < 0.001$ pour les comparaisons 1 vs 2 et 1 vs 3, et pour 2 vs 3). Les positions moyennes des clusters renforcent leur séparation, confirmant la robustesse de la classification et son utilité pour distinguer les groupes cliniques.

DISCUSSION

Les disparités importantes des niveaux d'EO mesurés confirment l'existence de configurations individuelles très variées, entraînant des niveaux d'occlusion significativement différents d'un patient à l'autre. Ces variations mettent en évidence l'importance de personnaliser la prise en charge pour optimiser le confort et la satisfaction des utilisateurs d'appareils auditifs.

Figure 10. Distribution des OE_{max} mesurés par clusters et significativité des différences associées.



Les niveaux mesurés d' EO_{max} reflètent le niveau maximal d'occlusion obtenu avec une prise d'empreinte au deuxième coude. Toutefois, il est important de rappeler que l'occlusion résiduelle finale sera nécessairement plus faible, en raison des adaptations spécifiques du couplage auriculaire et de l'effet d'évent associé. Cette distinction souligne la nécessité d'intégrer cette mesure dans une approche globale de l'adaptation prothétique.

Notre analyse a permis d'identifier trois groupes distincts :

- Groupe à faible EO** (12 % des patients) : Ces patients présentent des niveaux d'occlusion très faibles, voire inexistants, avec une fermeture au deuxième coude. Pour ce groupe, les désagréments liés à la perception de leur propre voix ou des bruits internes sont généralement négligeables.
- Groupe intermédiaire** (42 % des patients) :

Ce groupe présente un EO au deuxième coude modéré mais significatif, nécessitant une attention particulière pour le choix du couplage auriculaire. Une gestion appropriée sera essentielle pour limiter l'inconfort lié à l'effet d'occlusion.

3. **Groupe à fort EO** (46 % des patients) : Ce groupe à risque élevé requiert une attention spécifique, notamment pour les profils auditifs avec une bonne préservation des fréquences graves. La gestion de l'EO dans ce cas représente un enjeu majeur pour valider l'équipement auditif. Des compromis devront souvent être envisagés entre le confort de port, l'amplification et la tolérance acoustique.

L'intégration de la mesure d' EO_{max} obtenue à partir d'une empreinte réalisée au deuxième coude, pourrait être une solution simple et efficace pour l'audiologiste. Elle permettrait de quantifier précisément l'EO potentiel d'un patient et de guider de manière éclairée le choix du type de couplage auriculaire à envisager. Cette approche favoriserait une personnalisation accrue des adaptations prothétiques, améliorant ainsi à la fois le confort d'utilisation, la satisfaction des

patients dans une approche d'optimisation des algorithmes de traitement des appareils auditifs.

LIMITES

Comparer l'EO avec une empreinte réalisée au niveau du deuxième coude expose nécessairement à des variations de positionnement de la fermeture entre les patients. Malgré une attention rigoureuse du praticien, l'empreinte peut être réalisée à des profondeurs légèrement différentes, entraînant des variations de la cavité résiduelle et du positionnement par rapport à la jonction os-cartilage.

Ces disparités doivent être prises en compte lors de l'interprétation des résultats.

Pour évaluer la reproductibilité des mesures, nous avons comparé les niveaux d' EO_{max} intra-patient en sélectionnant deux patients présentant des niveaux élevés d' EO_{max} au deuxième coude (21 dB et 28 dB respectivement).

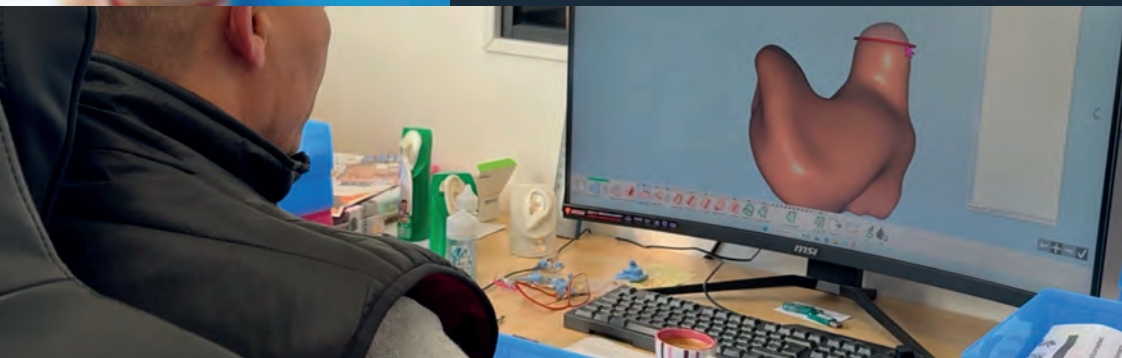
La sélection de ces patients a été effectuée pour permettre, compte tenu de leur EO_{max}

— 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.



L'OBJECTIF EST DE PROPOSER UN COUPLAGE OPTIMAL, OÙ L'OCCLUSION EST SUFFISAMMENT MAÎTRISÉE POUR MAXIMISER LES PERFORMANCES CORRECTIVES TOUT EN LIMITANT L'EFFET D'OCCLUSION.

important, la mise en évidence de disparités maximales pouvant être identifiées dans une approche de test-retest.

Dix mesures d'EO ont été effectuées pour chacun de ses patients, à distance les unes des autres, à l'aide d'empreintes au deuxième coude. Les résultats montrent une reproductibilité satisfaisante, avec une variation maximale d' EO_{max} entre ces patients limitée à 16 %.

Pour ces deux patients cela représente une variation EO_{max} de l'ordre de 3 dB, et confirme la fiabilité de la méthode dans des conditions similaires.

Le choix de la cohorte a été rigoureux, reposant sur des critères stricts incluant l'absence d'antécédents ORL, une otoscopie normale, et l'absence de surdité de transmission. Toutefois, une tympanométrie aurait pu constituer un complément utile pour identifier et exclure des patients présentant d'éventuelles anomalies fonctionnelles ou structurelles du système tympano-ossiculaire.

Enfin, il aurait été pertinent d'inclure une mesure bilatérale pour évaluer les éventuelles disparités entre les deux oreilles et confirmer la stabilité des résultats dans un cadre clinique élargi.

MESURE DE L'EO RÉSIDUELLE

Le professionnel de santé pourra également réaliser une mesure d' EO_{aire} pour le couplage spécifique du patient, permettant ainsi d'évaluer l'EO résiduel. Ce dernier pourrait jouer un rôle critique dans l'acceptation ou le rejet de l'équipement auditif. Une visualisation graphique constitue un outil particulièrement efficace pour identifier les zones fréquentielles impactées, en comparant la réponse en oreille ouverte et l'EO résiduel mesuré avec le couplage retenu.

L'objectif est de proposer un couplage optimal, où l'occlusion est suffisamment maîtrisée pour maximiser les performances correctives tout en limitant l'effet d'occlusion. Cette démarche vise à trouver un équilibre entre confort auditif et efficacité de l'amplification.

L'analyse de l'EO résiduel doit être réalisée en tenant compte de la courbe audiométrique du patient. Une attention particulière devra être portée aux profils auditifs conservant une bonne sensibilité dans les basses fréquences (inférieures à 1000 Hz), car ces zones sont particulièrement sensibles à l'effet d'occlusion. Cette approche permettrait d'adapter le couplage de manière personnalisée, afin de maximiser le confort acoustique tout en garantissant une acceptation optimale de l'appareillage.

EXEMPLE D'APPLICATION CLINIQUE

Voici un exemple d'application concrète pour le choix du couplage au regard des informations d'EO mesurées.

Patient de 52 ans, déficit unilatéral suite à une surdité brusque intervenue il y a 10 ans, audiométrie ci-contre (**Figure 11**), absence d'ATCD ORL, otoscopie normale.

Lors du choix de l'équipement nous réalisons une mesure d'EO en nous obtenons ces résultats. (**Figure 12**)

On constate que l' EO_{max} pour une empreinte au deuxième coude est de l'ordre 9 dB, classifiant le patient sur un très faible niveau d'EO.

Cette mesure permet, malgré un audiogramme relativement bien conservé en dessous de 1000 Hz, de proposer un couplage relativement occlu, afin de préserver un maximum d'algorithmes de traitement, le choix d'un double dôme est envisagé.

Avec ce couplage, le patient exprime étonnement une autophonation passive non négligeable, surprenante au premier abord.

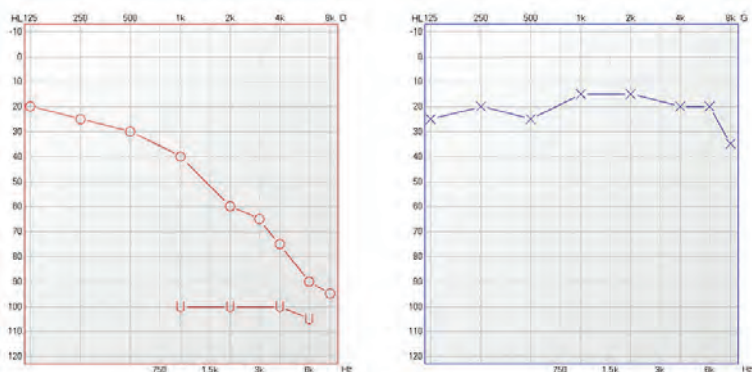


Figure 11. Audiométrie tonale, seuils et inconfort.



Figure 12. EO mesuré pour notre patient, empreinte au deuxième coude, au méat et oreille ouverte.

Aussi, nous décidons de mesurer l'EO résiduel avec ce couplage. (Figure 13)

Le double dôme dont la collerette extérieure se positionne à l'entrée du conduit auditif engendre un EO résiduel substantiel qu'il est particulièrement intéressant d'objectiver avec

cette mesure résiduelle. Aussi, nous décidons d'utiliser un dôme avec un appui plus profond et nous retrouvons un EO résiduel cohérent avec la mesure réalisée au deuxième coude et la suppression d'autophonation passive pour notre patient. (Figure 14)

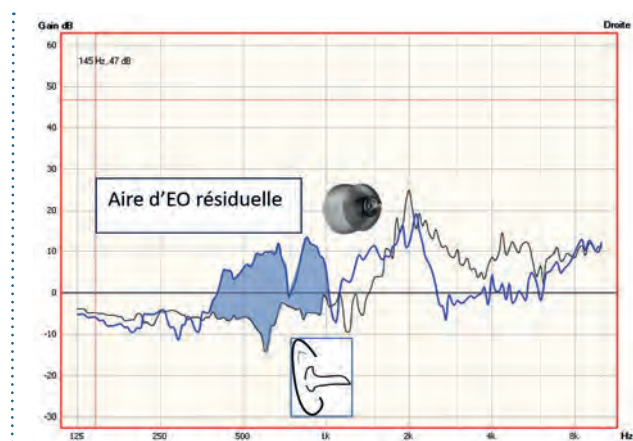


Figure 13. EO pour notre patient - double dôme, oreille ouverte, et aire d'occlusion résiduelle.

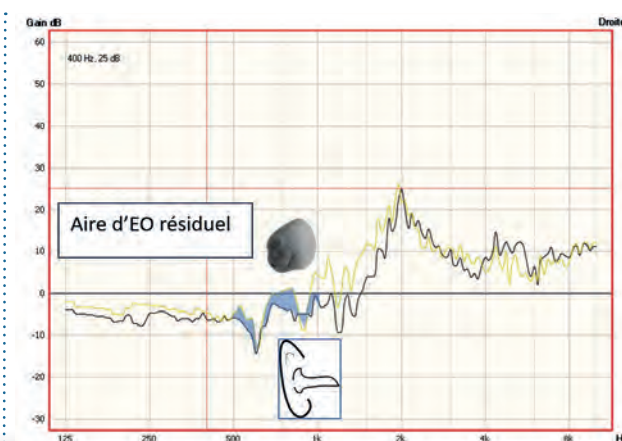


Figure 14. EO pour notre patient - dôme sleeve fermé, oreille ouverte, et aire d'occlusion résiduelle.

CONCLUSION

L'audiologiste est souvent incité à choisir un couplage aussi obturant que possible pour exploiter pleinement les algorithmes de traitement des appareils auditifs. Toutefois, cette stratégie doit être mise en balance avec le phénomène d'autophonation passive, susceptible de compromettre rapidement l'adaptation de certains patients. Lorsque l'appareil auditif est éteint, l'effet d'occlusion reste le principal mécanisme physique à l'origine de cette sensation d'autophonation : la fermeture du conduit provoque une accumulation d'énergie basse fréquence dans la cavité résiduelle, en réponse à la voix du patient. Nos résultats montrent que, pour une même fermeture du conduit auditif, l'effet d'occlusion varie fortement entre les individus, allant d'un gain acoustique quasiment nul à plus de 30 dB sous 1000 Hz. Ces disparités influencent significativement la perception sonore et le confort de port, en particulier chez les patients conservant une bonne audition des fréquences graves. Par ailleurs, nous avons mis en évidence que l'EO maximal mesuré à une profondeur donnée ne préjuge pas de son évolution avec une fermeture plus profonde, soulignant l'importance d'une évaluation personnalisée.

Les différences anatomiques des conduits auditifs, notamment la proportion relative des segments osseux et cartilagineux, semblent expliquer les variations importantes de l'effet d'occlusion observées entre les patients.

Nous proposons un protocole simple et rapide pour évaluer le niveau d'EO chez un patient, le comparer à un référentiel, et anticiper le choix du couplage auriculaire en identifiant les patients

les plus à risque d'autophonation.

Une fois l'appareillage configuré, la mesure de l'EO résiduel est particulièrement instructive. L'effet d'évent atténuant sensiblement l'EO par rapport à une condition fermée, une telle mesure permet d'évaluer visuellement le couplage envisagé pour le patient et d'ajuster ce dernier si nécessaire.

Enfin, bien que l'autophonation passive représente un paramètre clé à prendre en compte, elle reste une expérience subjective, dont la tolérance varie considérablement d'un patient à l'autre. Il serait pertinent d'établir un lien entre cette dimension subjective et les niveaux d'EO résiduel mesurés, afin d'aider le professionnel à identifier des seuils tolérables et adaptés à chaque utilisateur. Cette approche contribuerait à améliorer l'acceptation et le confort des appareils auditifs, tout en optimisant leurs performances. ■

RÉFÉRENCES

- Berger, E. H., & Casali, J. G. (1997). Hearing protection devices. *Encyclopedia of acoustics*, 2, 967-981.
- Dillon, H. (2001). Hearing aids.
- Kochkin, S. (2005). MarkeTrak VII: Hearing loss population tops 31 million people. *Hearing review*, 12(7), 16-29.
- Nielsen, C., & Darkner, S. (2011). The cartilage bone junction and its implication for deep canal hearing instrument fittings. *The Hearing Journal*, 64(3), 35-36.
- Carillo, K., Doutres, O., & Sgard, F. (2020). Theoretical investigation of the low frequency fundamental mechanism of the objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 147(5), 3476-3489.
- Hawkins, D. B., & Mueller, H. G. (1992). Test protocols for probe-microphone measurements. *Probe Microphone Measurements*. San Diego: Singular, 269-278.
- Killion, Mead C., Laura Ann Wilber, and Gail I. Gudmundsen. "ZWISLOCKI WAS RIGHT... A POTENTIAL SOLUTION FOR THE "HOLLOW VOICE" PROBLEM." (1988): 14-18
- Saint-Gaudens, H., Nélisse, H., Sgard, F., & Doutres, O. (2022). Towards a practical methodology for assessment of the objective occlusion effect induced by earplugs. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 151(6), 4086-4100.
- Berger, E. H., & Kerivan, J. E. (1983). Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 74(1), 81-94.
- Kuk, F., Keenan, D., & Lau, C. C. (2005). Vent configurations on subjective and objective occlusion effect. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(09), 747-762.

« Promouvoir ensemble notre métier,
développer notre savoir-faire et
affirmer passionnément nos valeurs »



sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.

XAVIER DELERCE



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E

MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

DELERCE.XAVIER@
GMAIL.COM

COUPLAGE ENDO AURICULAIRE ET INTELLIGIBILITÉ DANS LE BRUIT. L'EFFET D'OCCLUSION EST-IL TOUJOURS UN MAUVAIS EFFET ?

La notion de couplage endo auriculaire efficace (embout sur mesure ou dôme instantané) a beaucoup évolué ces deux dernières décennies.

Les aides auditives actuelles avec anti-larsen performants n'imposent plus la fermeture du conduit auditif externe, en théorie, pour de nombreux patients. En repoussant les limites du gain stable maximum (GSM), l'audioprothésiste a la possibilité d'une compensation importante en dômes ouverts ou semi-fermés, auparavant inatteignable sans embouts sur-mesure et occlusifs.

L'ouverture la plus importante possible du conduit auditif externe (CAE) a d'autant plus été vue comme un progrès qu'elle permettait de s'affranchir d'un phénomène inhérent à l'occlusion : l'autophonie par voie cartilagineuse, conséquence d'un phénomène physique pas systématique mais souvent très difficile à supporter par les patients chez lesquels il est présent. Certes, l'ouverture du CAE s'est accompagnée de limitations acoustiques (interférences destructrices, limitation de l'amplification en basses fréquences, diminution de la qualité sonore à l'approche du GSM) ou matérielles (augmentation de la consommation), mais les audioprothésistes y ont vu un atout majeur dans l'acceptation immédiate de l'aide auditive.

Ils y ont également vu une certaine écologie de la correction auditive en tentant de rétablir au mieux les caractéristiques acoustiques naturelle de l'oreille ouverte.

L'utilisation de dômes souples fermés ou semi-fermés a également pu laisser penser que le problème de l'amplification des basses fréquences pouvait être résolu, de même que celui de la puissance disponible par une apparition plus tardive du risque de larsen. D'un autre côté, les performances des aides auditives s'améliorant très nettement cette dernière décennie, les fabricants d'aides auditives n'hésitent plus à mettre en avant le gain théorique d'intelligibilité dans le bruit en publiant des mesures ou des tests montrant ces bénéfices.

Cependant, il n'est jamais question de la relation performance dans le bruit/couplage endo auriculaire, étant sous-entendu que la performance seule de l'aide auditive déterminerait l'intelligibilité théorique dans le bruit, et que l'embout sur-mesure ou le dôme ne seraient que des supports physiques, jouant un rôle neutre dans la performance intrinsèque de l'aide auditive.

"... nothing comes for free in signal processing" que l'on pourrait traduire par « on n'a rien sans rien en matière de traitement du signal » (Kates, 2005) illustre le compromis qu'il va falloir réaliser entre la performance dans le bruit d'une aide auditive, le couplage acoustique (la fermeture du conduit auditif) et le confort du patient (l'autophonie).

LIENS D'INTÉRÊTS

L'auteur ne déclare aucun lien d'intérêt avec les marques citées.

REMERCIEMENTS

L'auteur remercie Chalotorn MÖHLMANN pour le droit d'utilisation des illustrations de parois résonantes du CAE, Secret Ear Designer pour les modèles 3D mis à la disposition de la communauté, Luc FORREST pour ses remarques et précisions au sujet des calculs acoustiques cités.

UN FACTEUR DÉTERMINANT DANS LA PERFORMANCE D'UNE AIDE AUDITIVE : LA MASSE ACOUSTIQUE DU COUPLAGE ENDO-AURICULAIRE

Le couplage endo-auriculaire recouvre aujourd'hui une multitude de formes et de matières. De l'embout « traditionnel » plein, en matière dure ou souple, en passant par l'embout creux ou les dômes instantanés ouverts ou fermés, une grande panoplie de formes et de matières s'offre à l'audioprothésiste.

Un couplage s'apparente à une paroi, souple ou dure, plus ou moins en adhérence avec le conduit auditif externe (CAE) et percée le plus souvent d'un évent.

Comme toute paroi, elle présente une certaine masse acoustique qui obéit à la loi de masse, et traduit son isolation vis-à-vis du milieu extérieur.

Ce concept de masse acoustique est intéressant, car il place l'audioprothésiste à l'extérieur de l'oreille, et non pas à l'intérieur de l'oreille : nous avons tendance à considérer le couplage auriculaire comme une protection contre le larsen et un moyen de « conserver

DOSSIER

EFFET D'OCCLUSION ET AUTOPHONATION PASSIVE

les graves dans le conduit », donc à se placer sur le plan de la « fuite » ; plus rarement nous imaginons que le couplage, par sa masse acoustique est la meilleure protection contre les perturbations extérieures, c'est-à-dire le bruit non traité par l'aide auditive.

Dans le cas d'un embout avec événement, la masse acoustique (M_a) se calcule comme ceci :

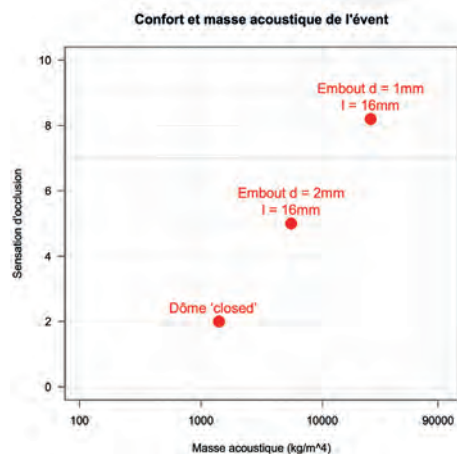
$$M_a = 4\rho \frac{l}{d^2\pi}$$

ρ étant la masse volumique de l'air, les deux facteurs affectant la masse acoustique sont le diamètre (d) de l'événement et sa longueur (l). L'unité de la masse acoustique est le kg.m^{-4} .

Il ne suffit pas seulement qu'un événement soit de petit diamètre pour que la masse acoustique soit importante, il faut surtout qu'il ait une certaine longueur.

On constate qu'un dôme, même « fermé », c'est-à-dire en contact théorique total avec les parois du CAE, avec son épaisseur de silicone de +/-1mm, et souvent un petit événement de +/-1mm de diamètre, ne dépassera pas $1\,500\text{kg.m}^{-4}$ de masse acoustique. On sera à peine plus élevé avec un embout sur mesure creux à événement court, et il faudra utiliser des embouts pleins, plus ou moins longs, pour dépasser ou atteindre les $10\,000\text{kg.m}^{-4}$ de masse acoustique. (Figure 1)

Figure 1. Masses acoustiques de divers couplages et en ordonnées, échelle subjective d'occlusion reprise de Denk (2023).



Quel est l'intérêt d'augmenter la masse acoustique quand un dôme « fermé » procure déjà un bon gain stable maximum (GSM, ou gain maximal possible sans détérioration de la courbe de réponse), une correction à partir de 500Hz et peu de sensation d'occlusion ?

Car la sensation d'occlusion, terme vague et pouvant regrouper plusieurs phénomènes acoustiques, augmente avec la masse acoustique. Elle est d'ailleurs souvent désignée par le terme générique « effet d'occlusion » (Dillon, 2012). Il est souvent sous-entendu que cet effet serait négatif.

Il y a quelques années, le fabricant de chaînes de mesure Audioscan avait publié, dans le but d'affiner la mesure in vivo simulée au coupleur (S-REM) des tableaux d'atténuation du signal extérieur par divers couplages endo-auriculaires. (Figure 2)

Par exemple, la quasi-intégralité du signal ou du bruit extérieur passe en direct jusqu'à 800Hz avec un embout plein et événement long de

2mm de diamètre (courbe orange).

Avec dôme « fermé », la perturbation directe du signal extérieur se fait ressentir jusqu'à 2000Hz. Ces différentes atténuations du signal extérieur sont directement liées aux masses acoustiques respectives des couplages concernés.

Pour comprendre l'effet vis-à-vis de la fréquence, il faut introduire la notion d'impédance acoustique Z_a (définie comme le rapport entre la pression et la vitesse volumique). Le rapport entre l'impédance acoustique et la masse acoustique est donné par : $Z_a = M_a \cdot 2\pi \cdot f$

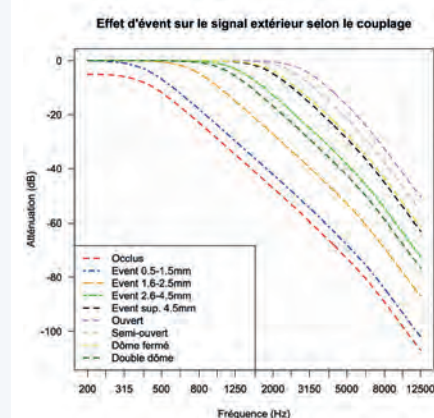
Si l'impédance est forte le son ne passe pas (effet d'inertie du bouchon d'air, qui augmente avec la fréquence).

Ces courbes tendent à montrer que la masse acoustique d'un dôme fermé est du même ordre de grandeur que celle d'un événement de diamètre 4,5mm.

Deux cas de figures peuvent alors se présenter avec couplage de faible masse acoustique :

1. Il n'y a pas de bruit à l'extérieur, mais uniquement de la parole : le signal extérieur va se mélanger au signal amplifié, avec un certain délai de retard pour le second (le « group delay », ou délai de traitement du signal), et il risque se créer des interférences destructrices, assez visibles sous 1kHz. L'aide auditive évite ce risque en limitant l'amplification en basses fréquences, souvent après le test anti-larsen.
2. Il y a du bruit à l'extérieur, et le patient doit comprendre la parole d'un interlocuteur : le bruit extérieur va « rebruiter » le signal débruité par l'appareil, et donc potentiellement en diminuer la performance finale. Mais dans quelle proportion ?

Figure 2. Atténuation du signal extérieur par différents couplages. Données Audioscan.



MASSE ACOUSTIQUE ET PERFORMANCES DANS LE BRUIT : AU-DELÀ DES PERFORMANCES INTRINSÈQUES DE L'AIDE AUDITIVE

Les performances dans le bruit des aides auditives actuelles peuvent toujours s'apprécier par des tests (subjectifs). Lorsque les paramètres à étudier sont nombreux (divers rapports signal/bruit, divers réglages, divers couplages, etc.) ces tests peuvent vite s'avérer longs et fastidieux pour les patients, tout en n'étant ni représentatifs, ni statistiquement significatifs.

Des mesures (objectives) de performances sont souvent plus efficaces pour dégager une tendance de comportement dans le bruit et dans le calme.

Ces mesures peuvent être de deux types :

1. **Non-intrusives** : on ne connaît pas le type de signal « utile » à rechercher dans le bruit et on le recherche a posteriori sur des enregistrements d'aides auditives dans diverses situations sonores (Liang et al., 2023)
2. **Intrusives** : on connaît le signal de référence (non bruité, non-amplifié) à rechercher dans le bruit et on le recherche a posteriori sur des enregistrements d'aides auditives dans diverses situations sonores (Van Kuyk et al., 2018).

Diverses mesures intrusives sont aujourd'hui reconnues pour leur qualité prédictive d'intelligibilité : l'HASPIv2, le STOI (Jensen & Taal, 2016), le SIIB, le BSTOI (Andersen et al., 2018) par exemple.

Plus rares sont les mesures spécialisées dans la qualité sonore, comme l'HASQI par exemple, ou la mesure de l'indice de différences de l'enveloppe temporelle du signal (EDI) (Fortune et al., 1994; Sabin & Souza, 2013; Souza et al., 2012).

PROTOCOLE DE MESURES

Deux paires d'aides auditives (Bernafon Encanta 400 MNRT R et Phonak Audeo Infinio 90 Sphere) ont été testées dans le bruit et le silence.

Les deux modèles ont été réglés avec la même bande passante à voix moyenne (65dB SPL), sur un audiogramme normalisé N3 (Bisgaard et al., 2010), en utilisant leurs capacités algorithmiques au maximum.

Cinq HP (0°/45°/135°/225°/315°) diffusent un bruit (7 x NFIMfrench mixés) variant progressivement de la voix sans bruit, puis progressivement de +15 à -15dB de rapport signal/bruit, par pas de 3dB autour du signal (NFIMfrench) dont le niveau reste fixe à 65dB SPL.

L'angle d'émission du signal varie en permanence autour du mannequin (Carl –

AHead Simulations) en utilisant le logiciel audiométrique Hearing Space.

Deux couplages ont été utilisés : un embout sur mesure fermé de masse acoustique calculée 35000kg.m⁻⁴ (par le logiciel de design d'embouts Cyfex) et des dômes en silicone « semi-fermés » de chaque fabricant avec événements de 1mm environ et de masses acoustiques estimées par calcul détaillé en 2^{de} page de cet article, de 1500kg.m⁻⁴ environ. Les 12 séquences de RSB consécutives, de 1 minute chacune, ont été captées sur deux pistes (un micro de référence extérieur et un micro dans le conduit auditif du mannequin), puis découpées afin d'être analysées pour en extraire divers indices d'audibilité (HASPI v2, HASPIw2, STOI, ESTOI, SIIB) et de qualité (HASQIV2, EDI, PESQ) à la sortie des aides auditives, ainsi qu'au niveau du micro de référence qui simule un normo-entendant.

PRÉDICTIONS D'AUDIBILITÉ EN FONCTION DU COUPLAGE ENDO-AURICULAIRE

Le SIIB (Speech Intelligibility Index in Bits) est un indice parmi les divers indices intrusifs (Van Kuyk et al., 2017, 2018), réputé parmi les plus performants dans sa prédiction d'intelligibilité d'un message, et qui a la particularité de quantifier le signal utile par son débit en Bits/sec, au milieu du bruit.

La relation intelligibilité/débit de la parole du SIIB a été évaluée sur un corpus de normo-entendants avec des listes de phrases du test matriciel dans le bruit des Pays-Bas (Dutch Matrix Test) (Houben et al., 2014).

A correction fréquentielle égale et activation algorithmique égale, chaque modèle perd 6dB de rapport signal/bruit au seuil d'intelligibilité (SIB50) lorsqu'il est adapté en dôme semi-fermé. (**Figure 3**)

Les performances dans le bruit diminuent donc drastiquement avec la perte de masse acoustique.

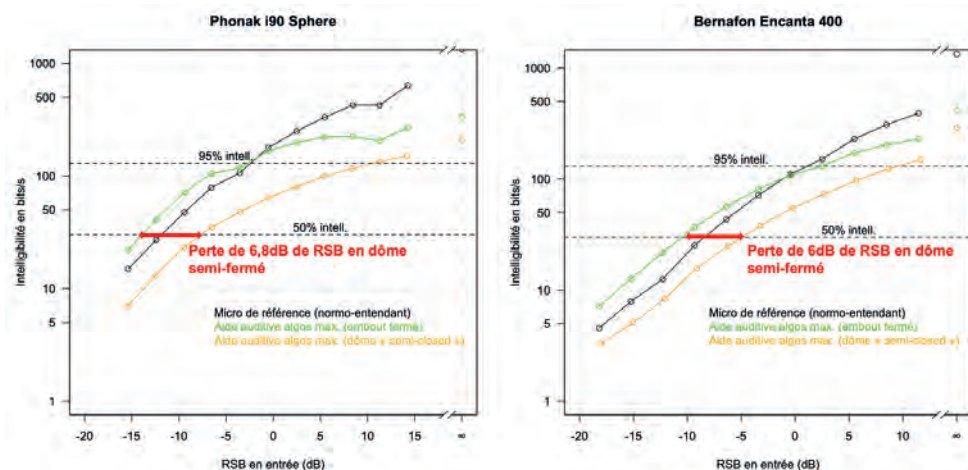
Un couplage qui pourrait apparaître comme un bon compromis entre confort et efficacité (le dôme semi-fermé) pour cette correction ne règlera que la question du confort. On peut légitimement se poser la question de l'intérêt d'adaptations ouvertes, de masse acoustique nulle, pour des patients dont le besoin d'intelligibilité dans le bruit est important. La « transparence acoustique » ne semble pas compatible avec l'utilisation des possibilités de traitement du signal actuelles, par pollution du signal amplifié par le signal direct.

MASSE ACOUSTIQUE ET QUALITÉ DU SIGNAL

Un couplage de paroi mince, et donc d'évent court ou même sans événement, laissera mécaniquement entrer une quantité relativement importante de signal direct,

LES PERFORMANCES DANS LE BRUIT DES AIDES AUDITIVES ACTUELLES PEUVENT TOUJOURS S'APPRÉCIER PAR DES TESTS... DES MESURES (OBJECTIVES) DE PERFORMANCES SONT SOUVENT PLUS EFFICACES POUR DÉGAGER UNE TENDANCE DE COMPORTEMENT DANS LE BRUIT ET DANS LE CALME.

Figure 3. Indice intrusif d'intelligibilité SIIB en fonction du couplage pour deux modèles d'aides auditives.



c'est-à-dire non amplifié. Ce dernier va donc perturber un signal que l'aide auditive va amplifier quelques millisecondes après.

Dans le calme, il en résulte l'apparition d'interférences destructrices ; dans le bruit, comme nous l'avons vu, une perte de performance, mais également une perte de qualité par dégradation de l'enveloppe temporelle du signal amplifié et de sa structure fine.

Dans ce bruit relativement stationnaire, la

perception d'un message se fera par les crêtes du signal utile, et ce d'autant plus que le rapport Signal/Bruit va se dégrader.

L'extrait suivant de 2,5sec montre le lissage de l'enveloppe temporelle du signal par le bruit entrant directement dans le CAE avec usage d'un dôme qualifié de « closed » par les deux fabricants. À RSB 0dB en entrée, l'usage d'un dôme fermé dégrade de 12% l'enveloppe par rapport à un embout sur-mesure fermé. (Figure 4)

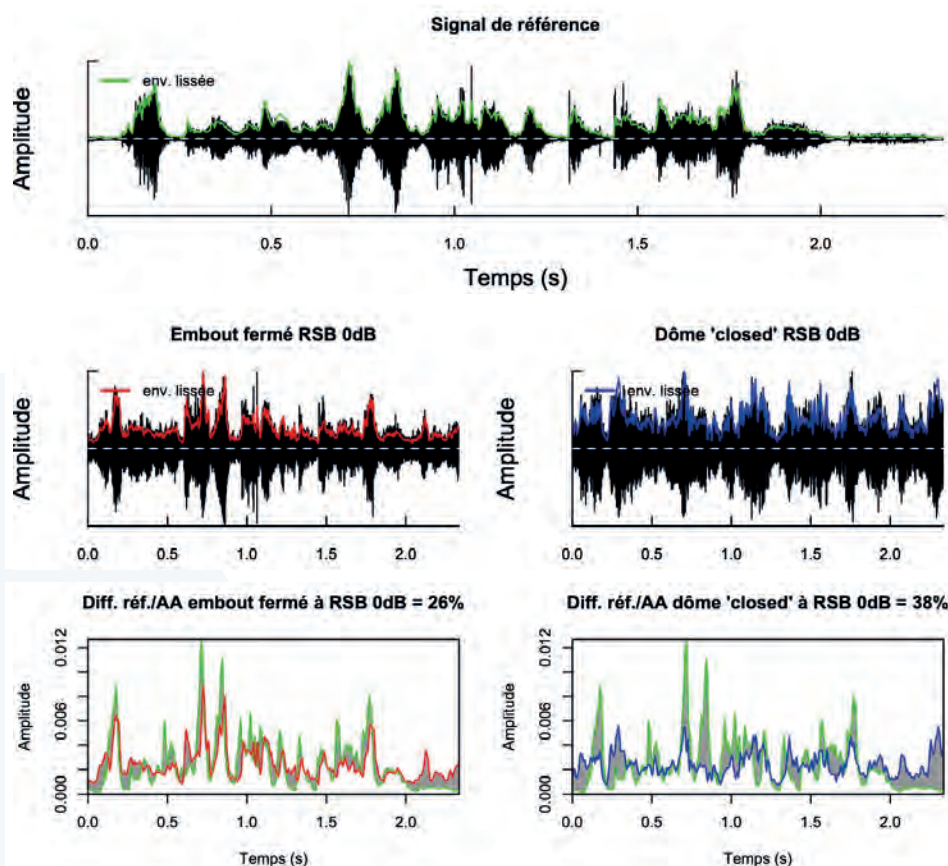


Figure 4. Lissage de l'enveloppe temporelle par entrée directe du bruit extérieur.



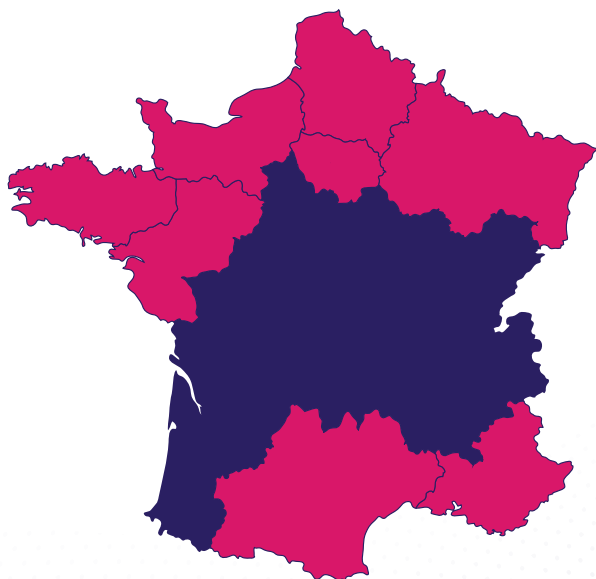
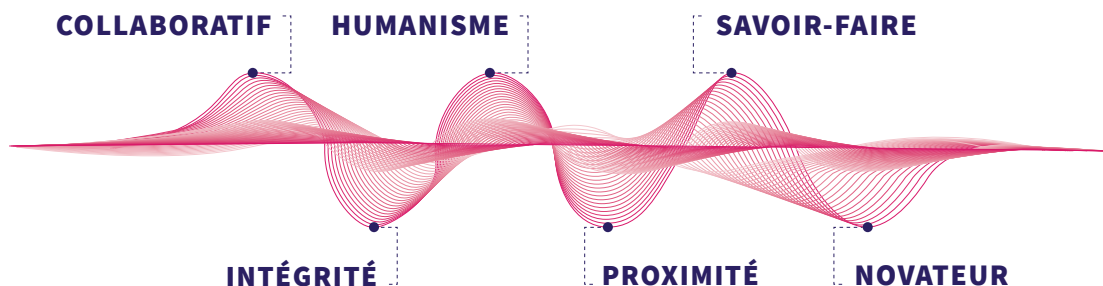
SoluSons reconnecte ses patients aux sensations auditives du quotidien et s'engage à améliorer la vie de ses patients en leur permettant de bien entendre et mieux vivre.

**+ de 60
CENTRES
AUDITIFS
EN FRANCE**

**RÉPARTIS
DANS
+ de 10
DÉPARTEMENTS**

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

Nos valeurs



**Nous recrutons sur
toute la France**

Tom Didier
Directeur Général
tom.didier@solusons.fr
06 80 77 53 77

Alexandre Delecourt
Responsable Réseau
alexandre.delecourt@solusons.fr
06 50 78 63 88



www.linkedin.com/company/solusons/



www.solusons.fr



www.facebook.com/solusons/

L'indice de qualité HASQI (Kates & Lundberg, 2021) quantifie la dégradation de l'enveloppe du signal en fond de CAE par rapport au signal de référence, mais également la dégradation de sa structure fine, et en quantifie les effets sur l'audibilité. Cette dégradation peut atteindre 20% aux RSB positifs dans le cas présent, en comparant le signal amplifié en embout sur mesure fermé, et le signal amplifié avec dôme dit « fermé ».

La diminution de la masse acoustique diminue donc le contraste du signal utile par lissage des informations de crêtes, entre autres.

EFFETS POSITIFS / EFFETS NÉGATIFS POTENTIELS DE LA MASSE ACOUSTIQUE D'UN COUPLAGE ENDO AURICULAIRE

Les mesures ci-dessus confirment le fait que pour être efficace dans le bruit il faut un couplage de masse acoustique importante, et pas uniquement une aide auditive performante. La masse acoustique s'obtient essentiellement par la longueur de l'évent, qui est elle-même liée à l'épaisseur de l'embout sur-mesure.

OCCLUSION ET AUTOPHONIE(S)

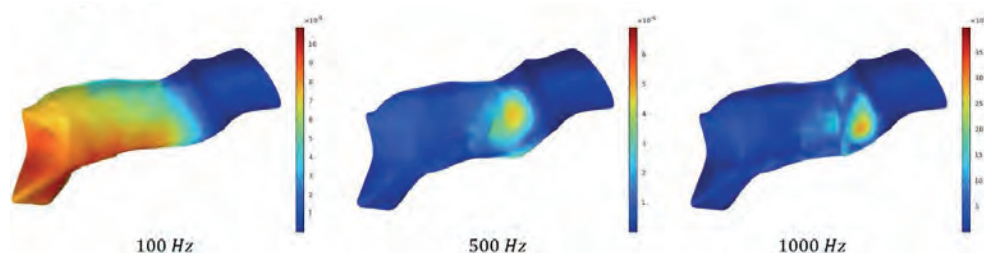
Si la théorie conseille l'efficacité pure, la pratique se heurte à un principe de réalité : pour une majorité de patients, l'occlusion du CAE avec embout de forte masse acoustique est difficilement tolérable.

La mise en place d'une aide auditive engendre divers phénomènes physiques qui vont avoir un impact sur la perception la propre voix par le patient, certains de ces effets se résorbant d'eux même en quelques jours ou plusieurs semaines, d'autres non. Ces derniers sont alors liés à l'occlusion du CAE.

On listera, par niveau de gêne et délai de résorption :

1. **L'autophonie par voie aérienne.** Le patient perçoit sa voix par les micros des aides auditives. Ce phénomène s'oublie en quelques jours par habitude.
2. **Le décalage temporel de sa propre voix.** Chez certains patients, le très léger décalage entre l'émission et la perception de sa propre voix génère une sorte d'écho, dû au délai de traitement du signal de l'aide auditive (Goehring et al., 2018). Ce phénomène peut s'estomper en quelques semaines, ou nécessiter des aides auditives à traitement du signal court.
3. **L'autophonie par transmission cartilagineuse.** Le patient perçoit sa propre voix, très amplifiée en basses fréquences, par transmission cartilagineuse en regard de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) (Kersten et al., 2023, 2024) (**Figure 5**). Ce phénomène est souvent rédhibitoire au port de l'appareillage et ne s'estompe pas dans le temps. Il touche une partie des porteurs d'aides auditives, et il est très variable en fonction des configurations anatomiques de chacun.

Figure 5. Zones de transmission fréquentielle dans le conduit auditif externe. Avec l'aimable autorisation de Chalotorn Möhlmann.



L'augmentation du diamètre de l'évent ne supprimera pas totalement ce phénomène de perception exagérée en basses fréquences de sa propre voix.

L'autophonie par transmission cartilagineuse peut être mise en évidence par deux mesures in vivo consécutives :

1. **Mesure de la réponse in vivo oreille nue** (REUR – Real Ear Unaided Response), mais lorsque le patient vocalise. Cette mesure est nommée REURvoc (Kuk et al., 2005). Elle consiste à faire articuler par le patient un /i/ tenu plusieurs secondes, et à recueillir au niveau du tympan le niveau atteint. En général, la zone fréquentielle 100/300Hz dépasse rarement 65dB SPL.

2. **Aide auditive à l'arrêt et embout en place**, même mesure que précédemment, appelée REORvoc (REOR – Real Ear Occluded Response). Cette mesure quantifie, l'occlusion et l'exagération, si elle est présente, du fondamental laryngé et du premier formant de la voyelle.

La différence entre ces deux mesures est couramment appelée « Effet d'occlusion », sous-entendu que cet effet est négatif s'il gêne le patient. Elle se quantifie en général à la fréquence de 250Hz et varie de 0dB (pas d'autophonie par voie cartilagineuse) à plus de 30dB d'amplification de la zone fréquentielle (augmentation de 30dB ou plus de la zone du fondamental laryngé et premier formant de la voyelle avec embout en place et appareil à l'arrêt).

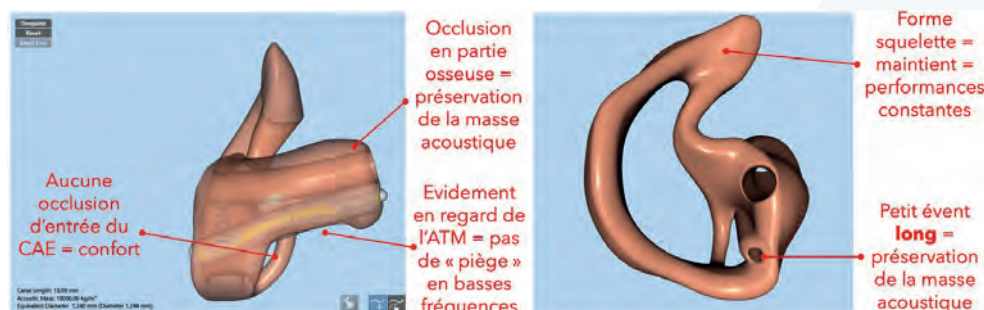


Figure 6. Design d'un embout "Nugget" avec masse acoustique cible. Logiciel Cyfex.

C'est parce qu'il y a occlusion du CAE qu'il y a autophonie par voie cartilagineuse, mais ce n'est pas parce qu'il y a occlusion qu'il y a forcément autophonie, les disparités entre patients étant très importantes.

La recherche d'une solution par « transparence acoustique » qui pourrait s'approcher de REURvoc = REORvoc devrait donc s'effectuer en cas de gêne avérée, c'est-à-dire en aval de l'appareillage auditif (s'il y a une gêne insoluble dans le temps), tout en ayant conscience de l'impact sur la performance dans le bruit du compromis qu'il va falloir réaliser pour éliminer le problème.

CONCILIER MASSE ACOUSTIQUE, PERFORMANCE ET UN CERTAIN CONFORT

Une solution otoplastique (fabrication d'embouts auriculaires sur mesure) avait été théorisée dès 2010 (Winkler et al., 2016), et les techniques de design et d'impression 3D actuelles ont permis de fabriquer récemment cette forme d'embout dite « Nugget », qui utilise un événement long, de diamètre adapté à la masse acoustique recherchée, tout en minimisant le contact dans la zone de l'ATM et avec un large événement de « fuite » en entrée (Figure 6).

Sa masse acoustique importante permet à la fois une occlusion satisfaisante vis-à-vis du bruit extérieur, tout en maintenant l'autophonie cartilagineuse à des niveaux supportables (Denk et al., 2023) (Figure 7).

Chez ce patient présentant une autophonie très difficile à supporter (95dB SPL entre 200 et 250Hz avec sa propre voix), l'utilisation d'un embout auriculaire sur mesure de forme « Nugget » diminue de plus de 20dB le REORvoc dans la zone fréquentielle.

À l'origine créé pour protéger les patients présentant un seuil d'inconfort important (bas) (Exter et al., 2024), cette forme d'embout auriculaire peut s'utiliser également dans le cas où la masse acoustique est recherchée afin d'exploiter au mieux les algorithmes de traitement du signal.

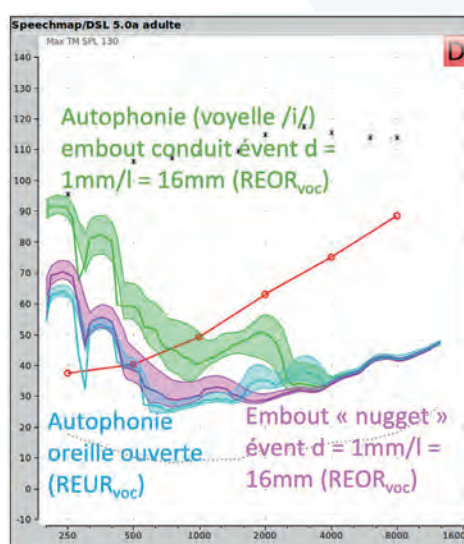


Figure 7. Mesures d'autophonie oreille nue et avec embouts.

L'EMBOUT SUR-MESURE, AU-DELÀ DU SIMPLE SUPPORT GÊNANT

Il existe donc aujourd'hui des pistes à explorer, pour concilier masse acoustique, confort et efficacité dans le bruit.

« J'entends mieux dans le bruit quand je me bouche les oreilles ! ». Quel audioprothésiste n'a jamais été confronté à cette remarque de patients, souvent appareillés depuis quelques temps, et qui découvrent de manière empirique, mais très efficace, l'effet de la masse acoustique sur l'intelligibilité dans le bruit !

Il faut considérer l'embout sur mesure d'une façon différente. Longtemps utilisé comme un rempart contre le larsen, il a tendance aujourd'hui à être perçu comme un objet occlusif empêchant l'oreille externe de retrouver son acoustique naturelle, et au mieux, permettant d'amplifier les fréquences sous 1000Hz.

L'adaptation prothétique en dômes instantanés, même sous la dénomination de « fermés », ne permet pas l'utilisation des possibilités algorithmiques actuelles.

Le développement des connaissances au sujet des multiples facettes de l'autophonie, et en parallèle, les possibilités qui s'offrent à nous en

matière d'impression 3D peuvent nous aider à concilier confort et promesse d'efficacité.

Avec l'amélioration spectaculaire des algorithmes de traitement du signal, le couplage sur mesure devrait à nouveau s'imposer pour en utiliser toutes les capacités. ■

RÉFÉRENCES

Andersen, A. H., de Haan, J. M., Tan, Z. H., & Jensen, J. (2018). Refinement and validation of the binaural short time objective intelligibility measure for spatially diverse conditions. *Speech Communication*, 102, 1-13. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2018.06.001>

Bisgaard, N., Vlaming, M. S. M. G., & Dahlquist, M. (2010). Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure. *Trends in Amplification*, 14(2), 113-120. <https://doi.org/10.1177/1084713810379609>

Denk, F., Hieke, T., Roberz, M., & Husstedt, H. (2023). Occlusion and coupling effects with different earmold designs—all a matter of opening the ear canal? *International Journal of Audiology*, 62(3), 227-237. <https://doi.org/10.1080/14992027.2022.2039966>

Dillon, H. (2012). *Hearing Aids* (2nd Edition), 134-144. Thieme.

Exter, M., Jansen, T., Hartog, L., & Oetting, D. (2024). Development and Evaluation of a Loudness Validation Method With Natural Signals for Hearing Aid Fitting. *Trends in Hearing*, 28. <https://doi.org/10.1177/23312165241299778>

Fortune, T. W., Woodruff, B. D., & Preves, D. A. (1994). A New Technique for Quantifying Temporal Envelope Contrasts. *Ear and Hearing*, 15(1), 93-99. <https://doi.org/10.1097/00003446-199402000-00011>

Goehring, T., Chapman, J. L., Bleeck, S., & Monaghan, J. J. M. (2018). Tolerable delay for speech production and

perception: effects of hearing ability and experience with hearing aids. *International Journal of Audiology*, 57(1), 61-68. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1367848>

Houben, R., Koopman, J., Luts, H., Wagener, K. C., Van Wieringen, A., Verschuure, H., & Dreschler, W. A. (2014). Development of a Dutch matrix sentence test to assess speech intelligibility in noise. *International Journal of Audiology*, 53(10), 760-763. <https://doi.org/10.3109/14992027.2014.920111>

Jensen, J., & Taal, C. H. (2016). An Algorithm for Predicting the Intelligibility of Speech Masked by Modulated Noise Maskers. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 24(11), 2009-2022. <https://doi.org/10.1109/TASLP.2016.2585878>

Kates, J. M. (2005). Principles of Digital Dynamic-Range Compression. *Trends in Amplification*, 9(2), 45-76. <https://doi.org/10.1177/108471380500900202>

Kates, J. M., & Lundberg, E. (2021). Applying Intelligibility and Quality Metrics and Hearing Aids. September, 1-39.

Kersten, S., Möhlmann, C., & Vorländer, M. (2023). Finite element simulation of the ear canal wall vibrations. *Finite Element Simulation of the Ear Canal Wall Vibrations*.

Kersten, S., Sgard, F., & Vorländer, M. (2024). Impact of the ear canal motion on the impedance boundary conditions in models of the occlusion effect. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 155(1), 56-67. <https://doi.org/10.1121/10.0024244>

Kuk, F., Keenan, D., & Lau, C. C. (2005). Vent configurations on subjective and objective occlusion effect.

Journal of the American Academy of Audiology, 16(9), 747-762. <https://doi.org/10.3766/jaaa.16.9.11>

Liang, R., Ju, M., Kong, F., Xie, Y., & Tang, G. (2023). A Non-Intrusive speech quality evaluation algorithm for hearing aids via an auxiliary training task. *Applied Acoustics*, 206. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2023.109312>

Sabin, A. T., & Souza, P. E. (2013). Initial development of a temporal-envelope-preserving nonlinear hearing aid prescription using a genetic algorithm. *Trends in Amplification*, 17(2), 94-107. <https://doi.org/10.1177/1084713813495981>

Souza, P., Hoover, E., & Gallun, F. (2012). Application of the envelope difference index to spectrally sparse speech. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research : JSLHR*, 55(3), 824-837. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2011/10-0301\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2011/10-0301))

Van Kuyk, S., Kleijn, W. B., & Hendriks, R. C. (2017). An instrumental intelligibility metric based on information theory. *IEEE Signal Processing Letters*, 25(1), 115-119. <https://doi.org/10.1109/LSP.2017.2774250>

Van Kuyk, S., Kleijn, W. B., & Hendriks, R. C. (2018). An Evaluation of Intrusive Instrumental Intelligibility Metrics. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 26(11), 2153-2166. <https://doi.org/10.1109/TASLP.2018.2856374>

Winkler, A., Latzel, M., & Holube, I. (2016). Open Versus Closed Hearing-Aid Fittings: A Literature Review of Both Fitting Approaches. *Trends in Hearing*, 20. <https://doi.org/10.1177/2331216516631741>

...DE VIEUX TESTS PEUVENT ÊTRE RECYCLÉS POUR DES PROBLÈMES TRÈS ACTUELS AUXQUELS LEUR CONCEPTEURS N'AVAIENT PAS DU TOUT PENSÉ !

La mesure de l'audition avec conduit auditif fermé n'est pas nouvelle et sa pratiquait autrefois dans un but « acoumétrique », nom ancien donné aux techniques d'exploration de l'audition par tous moyens.

Avant l'ère électrique et même longtemps après l'apparition des audiomètres, le diapason (Tuning-fork en anglais) était roi et servait non seulement à évaluer un seuil d'audition, mais également à estimer la part de transmission dans une surdité.

Albert Bing (1844-1935), otologiste autrichien propose un test consistant à poser un diapason sur le crâne tout en fermant le conduit auditif pas appuis réguliers sur le tragus.

Le patient présentant une surdité de perception ou une audition normale percevait subjectivement un niveau plus élevé lorsque le méat était fermé.

Dans le cas d'une surdité de transmission ou mixte, le patient ne relevait pas de différence subjective de niveau.

Ce test a été amélioré dans sa précision avec l'arrivée des audiomètres, et il se pratiquait (se pratique toujours ?) sous le nom de test de Bing-Aubry ; M. Aubry (1899- 1980) étant un ORL français. La réponse du patient était alors chiffrée en dB, à la fréquence 256Hz et 512Hz (on disait alors 256 et 512 cycles).

Ce dernier test est également connu sous le nom de Bing-Too, et s'administre toujours aux mêmes fréquences, en conduction osseuse, conduit auditif externe ouvert, puis fermé.

Son usage a été détourné afin de tenter de prédire un effet d'occlusion potentiellement gênant en appareillage auditif. Lorsque le patient présente un seuil osseux meilleur d'au moins 5dB avec le CAE fermé à 250 et 500Hz, il y aurait risque potentiel d'autophonie gênante pour le patient. Cet effet peut atteindre 15 à 20dB dans certains cas.

Comme quoi de vieux tests peuvent être recyclés pour des problèmes très actuels auxquels leur concepteurs n'avaient pas du tout pensé ! ■

CERTIFIÉE ATEX 

**CONGRÈS DES
AUDIOPROTHÉSISTES
20 & 21 MARS**

POUR DES CONVERSATIONS PLUS **REACH**

✓ *Robustesse*

✓ *Fiabilité*

UNE GAMME **COMPLÈTE** POUR TOUS



LE DÉMULTIPLICATEUR

**L'INVISIBLE
RECHARGEABLE**

L'ÉLÉGANT

LE MINI



**PARCE QUE
TOUTES LES VOIX COMPTENT**

REXTON

CHRISTIAN BROCARD¹
XAVIER DELERCE²



¹ AUDIOPROTHÉSISTE
D.E.,
D.U D'AUDIOLOGIE
CENTRE ENTENDRE
GRENOBLE -
CONSULTANT
AUDIOFORMÉA
BROCARD.CHRISTIAN
@GMAIL.COM

² AUDIOPROTHÉSISTE
D.E.,
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE
DELERCE.XAVIER@
GMAIL.COM

REMERCIEMENTS

*Un grand merci à
Jehan GUTLEBEN,
audioprothésiste,
membre du Collège
National d'Audioprothèse
qui nous a accompagné
pour la rédaction de ces
questions.*

EFFET D'OCCLUSION ET PERFORMANCE DANS LE BRUIT : QUESTIONS - RÉPONSES

**N'AVONS-NOUS PAS ÉTÉ NÉGATIVEMENT INFLUENCÉS
DEPUIS LES PREMIERS APPAREILLAGES OUVERTS
(RESOUND AIR) PAR L'IDÉE QU'UN "BON" APPAREILLAGE
SE DEVAIT DE RESTITUER LE FONCTIONNEMENT
NATUREL DE L'OREILLE OUVERTE ?
LE TOUT RENFORCÉ PAR DES CAPACITÉS D'ANTI-LARSEN
AYANT BEAUCOUP ÉVOLUÉ ?**

Christian BROCARD : L'approche de l'appareillage ouvert a proposé, en son temps, une petite révolution dans le monde de l'audioprothèse, et a notamment permis de proposer des solutions pour les presbyacousies débutantes.

Force est de constater que cette approche a conquis bon nombre d'audioprothésistes et a radicalement modifié nos habitudes.

L'idée de conserver les repères acoustiques du patient tout en proposant simplement une correction « en plus » a trouvé un écho favorable chez de nombreux professionnels.

Cela d'autant plus que les capacités des algorithmes de débruitage ne permettaient pas forcément une plus-value suffisante pour proposer des couplages plus fermés pour des typologies de surdité avec une bonne conservation des fréquences graves.

Offrir une correction avec un couplage très confortable, acoustiquement transparent, est le gage d'une acceptation rapide et d'une certaine efficacité. Après, comme souvent en audioprothèse, tout est affaire d'équilibre et de compromis.

Imposer une occlusion plus importante au patient, avec l'habituation en regard nécessaire, la gestion de l'autophonation sans une réelle valeur ajoutée perceptive, je n'y crois pas !

L'évolution technologique actuelle bouscule les lignes avec des capacités correctives décuplées pour optimiser la performance corrective en situation sonore dégradée. Il va nous falloir certainement repenser nos couplages acoustiques !

Xavier DELERCE : Effectivement, l'appareillage ouvert a été une révolution majeure en audioprothèse. La seconde révolution, celle de l'efficacité des algorithmes de traitement du signal, peut passer inaperçue à cause de la première !

C'est tout un système qu'il faut repenser. Nous avons été très heureux d'offrir du confort, de la puissance, de la rapidité d'acceptation et le tout sans larsen, pendant des années. Revenir à une situation moins confortable sous prétexte d'une plus grande efficacité nous semblerait un retour en arrière. Ce que nous proposons aujourd'hui, c'est avant tout du confort,

mais attention aux promesses d'efficacité forcément dépendantes du couplage !

**PEUX-T-ON PRÉCISER CES DEUX MESURES,
ET LEURS RELATIONS :
L'EFFET D'OCCLUSION (EO) ET LA RÉPONSE OCCLUSE
(REOR) ?**

CB : La terminologie est assez proche, et il ne faut pas confondre ces deux éléments !

Ces deux mesures sont réalisées en fond de conduit avec un système de mesure in vivo.

Pour la réponse occluse, il y a émission d'un signal externe, calibré sur le micro de référence, et, avec le couplage acoustique en place, on évalue le niveau de pression acoustique en fond de conduit.

Le signal externe va notamment subir une atténuation par frottement, directement liée à la masse acoustique du couplage.

Cette mesure permet notamment, en comparaison avec la réponse ouverte (REUR), d'évaluer l'impact acoustique du couplage en fond de conduit.

Pour l'effet d'occlusion, l'énergie sonore est produite par la voix du patient. Celle-ci va notamment se transmettre par voie osseuse et cartilagineuse et faire vibrer la colonne d'air dans le conduit auditif.

En présence d'une fermeture du conduit, il y a une augmentation de la pression acoustique dans la cavité résiduelle. Cette augmentation de pression est directement liée à la masse acoustique du couplage.

L'effet d'occlusion correspond à la différence en dB entre une mesure ouverte et une mesure avec le couplage auriculaire.

Il n'y a pas de consensus international sur son évaluation ; certains la mesure sur une fréquence, d'autres sur une zone fréquentielle.

XD : la réponse occluse (REOR) montre l'atténuation du signal extérieur liée au couplage. Lorsque le couplage est « transparent », la réponse occluse égale la réponse oreille nue (REUR). Cependant, la plupart des patients présentent une occlusion du CAE sans présenter aucune gêne acoustique persistante après quelques jours. L'effet d'occlusion est plutôt associé à un phénomène négatif car il ne régresse pas dans le temps, ou très peu. Il peut même dans certains cas aboutir à un rejet de l'appareillage auditif. Il est la conséquence pour de nombreux audiologistes (voir KUK, 2005) de l'exagération du fondamental laryngé et du premier formant de certaines voyelles une fois l'embout en place. Il est également très

variable d'un individu à l'autre, pour des raisons de disparités anatomiques.

On le mesure in vivo en faisant articuler un /i/ tenu quelques secondes au patient, d'abord oreille nue (REURvoc), puis oreille avec couplage, appareil à l'arrêt (REORvoc) : $E_o = REORvoc - REURvoc$.

On considère qu'un effet d'occlusion de plus de 15/20dB dans la zone 150/250Hz est difficile à supporter au quotidien, et à 30dB ou plus, rédhibitoire au port de l'appareil.

SERAIT-IL INTÉRESSANT DE PROPOSER UNE PROCÉDURE SIMPLE POUR MESURER CE QUI EST DE L'ORDRE RÉELLEMENT D'UN EFFET D'OCCLUSION NÉGATIF, ET CE QUI RELÈVE D'UN PROCESSUS D'HABITUATION NORMAL LORSQUE LE PATIENT RAPPORTE UNE GÊNE AU DÉBUT DE SON APPAREILLAGE ?

CB : La mesure de l'effet d'occlusion permet de quantifier l'augmentation de l'énergie sonore dans la cavité résiduelle. C'est une mesure physique et objective qui n'évalue pas l'impact perceptif : l'autophonation passive. Cette autophonation passive est directement liée au niveau de l'effet d'occlusion.

Dans ce contexte, un élément essentiel à considérer est la disparité de l'effet d'occlusion entre les patients. Pour une fermeture

comparable au deuxième coude, l'effet d'occlusion peut passer d'un niveau proche de zéro à plus de 30 dB, avec les conséquences perceptives associées.

On estime qu'un effet d'occlusion (EO) au-delà de 10 dB, s'il est situé dans une zone perceptive fonctionnelle, commence à être réellement impactant pour le patient, et notamment pour le primo-accédant.

Cela dit, comme tout phénomène perceptif, le patient peut s'adapter à ce phénomène s'il reste contenu dans des niveaux acceptables.

Il serait pertinent d'évaluer la relation entre le niveau d'EO et la gêne exprimée par le patient à travers des questionnaires spécifiques.

Cette approche pourrait s'inscrire dans une étude longitudinale, afin d'apprécier l'impact de l'habitation sur la tolérance à ce phénomène.

XD : On a peut-être tendance à confondre effet d'occlusion et autophonie par voie aérienne : le fait de s'entendre parler par les micros des aides auditives, et donc de ne pas reconnaître sa voix « aérienne ». Ce phénomène peut également se doubler d'un décalage temporel de sa propre voix, qui est dû au temps de traitement des aides auditives. Ces phénomènes s'estompent

OTICON | Own SI

INNOVATION TECHNOLOGIQUE

Conçu pour vous. Conçu pour vos patients.



Le RNP 2.0 de nouvelle génération

Traitement en continu pour améliorer la qualité sonore, supprimer les bruits et optimiser la clarté de la parole.



Les derniers avantages de BrainHearing

Doté de nos technologies de traitement du son BrainHearing les plus avancées pour offrir encore plus d'avantages éprouvés.



Une durabilité pour les modes de vie actifs

Inclut la plus haute classification disponible pour la résistance à l'eau et à la poussière (IP68).



Nos styles les plus discrets

Permet une discrétion optimale avec des fonctionnalités haut de gamme.



Un confort tout au long de la journée

Conçu pour s'adapter précisément à l'anatomie unique de l'oreille de chaque client, il garantit un confort maximal.



Pour en savoir plus sur Oticon Own SI, consultez le site suivant : oticon.fr/professionals/own ou contactez votre Responsable Régional(e) Oticon.

@ www.oticon.fr



Oticon France

oticon
life-changing technology

assez rapidement, d'autant plus que le patient en aura été prévenu par l'audioprothésiste avant même de le remarquer.

J'en profite ici pour aborder rapidement les réglages permettant d'entraîner l'aide auditive à la voix du patient : ils pourront éventuellement avoir un effet sur l'autophonie par voie aérienne, mais en aucun cas sur l'autophonie par voie cartilagineuse avec fort effet d'occlusion puisqu'il s'agit d'un phénomène se produisant même appareil à l'arrêt, et purement transmissionnel.

QUE PENSER D'UN COUPLAGE DONT LA MASSE ACOUSTIQUE S'ADAPTERAIT À L'ENVIRONNEMENT SONORE ?

CB : Dans les situations sonores qui nécessitent peu de traitement sonore, une adaptation plus ouverte, présentant une faible masse acoustique, est un élément de confort et d'acceptation rapide, notamment pour les déficits présentant une bonne conservation des fréquences graves.

Elle permet notamment la perception du flux direct avec moins d'atténuation, ce qui peut être tout à fait pertinent pour certaines situations d'écoute (téléphone par voie acoustique, par exemple).

Enfin, pour les patients concernés par un potentiel effet d'occlusion important, un couplage plus ouvert permet d'atténuer sensiblement ce phénomène et donc potentiellement l'autophonation passive associée.

Dans les situations sonores où le flux amplifié doit être favorisé (situation bruyante, flux Bluetooth, etc.), un couplage présentant une masse acoustique plus importante permettra une optimisation sensible du rapport signal sur bruit. L'idée d'un couplage de masse acoustique adaptatif semble tout à fait pertinente pour bénéficier des avantages des deux types de couplage.

Concernant ses caractéristiques techniques, il serait souhaitable que la variation de masse acoustique soit substantielle afin de créer des conditions acoustiques suffisamment contrastées.

XD : Phonak propose ce type d'écouteur, dont un mécanisme activable via un programme spécifique permet de fermer l'aération dans les situations les plus bruyantes. Peut-être qu'au moment de sa sortie, cette technologie n'a pas été assez mise en avant, expliquée aux audioprothésistes. Sans compter sur la durée, la fragilité potentielle d'un tel système soumis à la présence constante du cérumen.

Ce type de couplage adaptatif présente toutes les caractéristiques idéales « sur le papier », à la fois pour le confort de port et à la fois pour l'efficacité en milieux bruyants.

Concernant l'autophonation, encore une fois, il faut bien dissocier les différentes autophonations. Une autophonation par voie

cartilagineuse avec un effet d'autophonation (REORvoc - REURvoc) supérieur à 20dB ne sera pas éliminé, ou peu, par un événement classique ; il faudra envisager un dégagement en regard de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) pour rendre confortable le port de l'appareillage.

EXISTE-T-IL AUJOURD'HUI UN TEST OBJECTIF D'ÉVALUATION DES PERFORMANCES D'UNE AIDE AUDITIVE DANS LE BRUIT QUI FASSE CONSENSUS ET QUI PUISSE SERVIR DE RÉFÉRENTIEL POUR LA COMPARAISON INTER-PRODUITS ?

XD : Pour donner un exemple, en 2004, les chercheurs Hagerman et Olofsson publiant un article expliquant comment dissocier la parole du bruit et reconstituer le rapport Signal/Bruit à la sortie d'une aide auditive.

20 ans plus tard cette mesure vient d'être décrite et normalisée dans une norme IEC. Entre temps, de nombreux indices, beaucoup plus raffinés, moins lourds techniquement à mettre en place et plus réalistes sont apparus... Il n'existe pas de tests en dehors de celui là qui ait été normalisé.

On notera quand même des indices qui reviennent régulièrement dans la littérature comme l'HASPI (Hearing Aid Speech Perception Index) qui simule les effets de la perte auditive et quantifie bien le comportement des aides auditives dans le bruit, le STOI (Short Term Objective Intelligibility), etc.

Plus récemment encore, le Graal de la mesure consiste à obtenir des indices binauraux (BSTOI et bientôt BinHASPI) capables de mettre en évidence les effets stéréo des aides auditives.

Également, de nouveaux indices non-intrusifs permettront de tester les aides auditives « à la volée » dans des conditions de plus en plus réalistes, en recherchant n'importe quel signal de parole dans n'importe quel bruit.

Tout cela va très vite, bien plus vite que la rédaction de normes. Nos chaînes de mesures sont dépassées !

SI L'ON CONSIDÈRE LES NIVEAUX DE TECHNOLOGIE ACTUELS, ET L'AMÉLIORATION DU RSB, QUEL EST LA PART QUE NOUS POUVONS ATTRIBUER AU COUPLAGE ACOUSTIQUE ?

XD : de nombreux mémoires restent à venir sur ce sujet en particulier !!

Pour répondre de mon petit point de vue : j'avais comparé il y a quelques années un couplage fermé et un couplage totalement ouvert (masse acoustique nulle). La perte de RSB était de 100%, voire plus car l'aide auditive détériore déjà intrinsèquement le signal par sa compression.

Les mesures récentes ont tendance à montrer qu'un dôme « fermé » fait perdre les deux tiers de l'amélioration potentielle du RSB.

Tout cela fait réfléchir... et j'attends avec impatience le graphique montrant la relation masse acoustique/perte de RSB !

LE TEST BING TOO DE BOORSMA, OU UNE MESURE DU SEUIL DE CO À 250 ET 500 HZ LORS DE LA PRISE D'EMPREINTE (DONC OREILLE TOTALEMENT BOUCHÉE) À SOUSTRAIRE AU SEUIL CO OREILLE OUVERTE (AVEC LE VIBRATEUR AU FRONT, POUR SIMPLIFIER LE TEST SI LA PERTE EST SYMÉTRIQUE) SERAIT-IL UN BON INDICATEUR POUR ORIENTER LE CHOIX DU DIAMÈTRE D'ÉVENT, DANS L'OBJECTIF DE CONCILIER CONFORT ET EFFICACITÉ DANS LE BRUIT ?

CB : La mesure de l'effet d'occlusion, en utilisant une stimulation par voie osseuse, est l'une des plus proposées dans la littérature.

C'est une approche souvent décrite comme présentant une assez grande variabilité, notamment en raison des difficultés et disparités de positionnement de l'ossiculovibrateur, ce qui rend difficile également les comparaisons inter-patients. Le test Bing too, dans son application prothétique, propose que pour un différentiel de plus de 5 dB, le couplage évalué soit considéré comme potentiellement problématique pour l'autophonation.

Cette approche psychoacoustique, outre sa précision relative, peut se heurter à la nécessité d'un test-retest assez fastidieux pour valider un couplage spécifique.

LE FAIT DE PROPOSER UN EMBOUT AVEC ÉVENT VARIABLE (UN PEU COMME LES BOUCHONS ANTI-BRUIT QUI ONT UNE VIS POUR MODULER L'ATTÉNUATION) NÉCESSITERAIT-IL DE PROGRAMMER 2 RÉGLAGES DANS LES AIDES AUDITIVES ? SI OUI, QUELS SERAIT LE PROTOCOLE POUR DISTINGUER CES 2 RÉGLAGES ?

CB : Une solution manuelle, même si elle ne pourrait s'adresser à l'ensemble des utilisateurs, aurait l'avantage d'une fiabilité à toute épreuve ! L'équipement auditif devra prendre en compte ces deux couplages acoustiques différents et proposer deux approches spécifiques :

- Un réglage orienté 'situation courante'.
- Un réglage orienté 'situation bruyante' où l'objectif est de mieux atténuer les bruits extérieurs et favoriser le flux amplifié. Les typologies de patients concernés pourraient présenter des difficultés de compréhension en situation bruyante, mais également en cas d'hyperacousie, ou encore ceux voulant écouter plus efficacement un flux sonore depuis leur équipement auditif.

Des réglages spécifiques devront être précisément implémentés pour chaque couplage, en prenant notamment en compte la différence d'atténuation plus importante dans la condition la plus obturante. ■



NOUVEAUTÉ

Module PEA corticaux en champ libre au sein du système Eclipse d'Interacoustics



NOUVEAU NOUVEAU NOUVEAU



Contrôle de l'efficacité des aides auditives et des implants cochléaires

Principaux avantages :

- Une validation objective qui renforce la confiance dans l'appareillage
- Des proches rassurés grâce à des preuves concrètes de l'efficacité de l'aide auditive
- Un parcours d'adaptation amélioré, notamment pour les nourrissons et les personnes ayant des déficiences cognitives, afin d'obtenir les meilleurs résultats auditifs

Pour plus d'informations, scannez le QR Code ci-contre ou visitez notre site Internet : www.diatec-diagnostics.fr





LES BONNES RAISONS DE NOUS REJOINDRE



**S'engager dans
un Groupe qui fait
de la santé sa priorité**



**Faire partie
d'une coopérative qui
a l'esprit de conquête**



**Bénéficier de la notoriété
de l'enseigne préférée
des Français***

**Ce sont nos audioprothésistes qui en parlent le mieux,
découvrez leur témoignage vidéo sur notre site**

krush-by-krysaudition.fr

Krush
by Krys Audition



BLANDINE CHENUUELLE VAUCHER



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E.

BCHENUUELLE@
HOTMAIL.FR

MÉMOIRE
DE L'ÉCOLE
D'AUDIOPROTHÈSE
DE FOUGÈRES

APPORT D'UN TEST DE STÉRÉOÉQUILIBRAGE CHEZ LES PATIENTS APPAREILLÉS EN STÉRÉOPHONIE DEPUIS PLUS DE 6 MOIS

Lors d'une rééducation auditive, la restitution des avantages binauraux apparaît nécessaire pour faciliter la compréhension dans le bruit.

Dans ce mémoire, Un test de stéréoéquilibration dérivé de l'APA a été mis en place en utilisant 3 haut-parleurs (gauche, centre et droite) disposés selon une configuration pré-existante et utilisée pour une audiométrie vocale dans le bruit. Quatre signaux RASTI à trois intensités différentes ont été présentés à 25 patients en condition appareillée.

Ces patients ayant une perte symétrique étaient appareillés en stéréophonie depuis plus de 6 mois. Le test de stéréoéquilibration a suggéré des modifications de réglage pour 56% des patients. Le programme stéréoéquilibré a été évalué par le biais d'un questionnaire d'auto-évaluation et d'une audiométrie vocale dans le bruit.

Selon le patient lui-même, il semblerait que l'audition appareillée, notamment l'audition de la parole et l'audition spatiale, seraient améliorées grâce aux modifications apportées par le stéréoéquilibration. Cependant, l'audiométrie vocale dans le bruit nous indique que la compréhension dans le bruit ne serait pas significativement optimisée par les modifications du test de stéréoéquilibration.

Cette étude nous indique également que les résultats du test de stéréoéquilibration n'auraient pas de lien avec l'âge du patient ni son appareillage alors qu'ils seraient en corrélation avec le niveau de perte auditive.

**CETTE ÉTUDE NOUS INDIQUE
ÉGALEMENT QUE LES RÉSULTATS
DU TEST DE STÉRÉOÉQUILIBRAGE
N'AURAIENT PAS DE LIEN AVEC
L'ÂGE DU PATIENT NI SON
APPAREILLAGE ALORS QU'ILS
SERAIENT EN CORRÉLATION AVEC
LE NIVEAU DE PERTE AUDITIVE.**

INTRODUCTION

Dans sa revue d'article de 2015, le Professeur Paul Avan insiste sur l'importance de l'écoute binaurale ainsi que sur la restauration du plus grand nombre possible d'avantages binauraux lors des procédures de rééducation auditive. Or parmi les outils à disposition des audioprothésistes, les formules de préréglage (DSL m[i/o] ou NAL-NL2 qui restent les plus utilisées) sont calculées à partir de seuils audiométriques mesurés de façon monaurale. On peut alors se demander si la fonction binaurale est réhabilitée de façon efficiente.

LA SOMMATION BINAURALE

L'écoute binaurale joue un rôle dans la perception de l'intensité des signaux sonores grâce au phénomène de sommation binaurale. Non seulement les signaux sont plus forts lorsqu'ils sont perçus avec les deux oreilles, mais le traitement de l'information

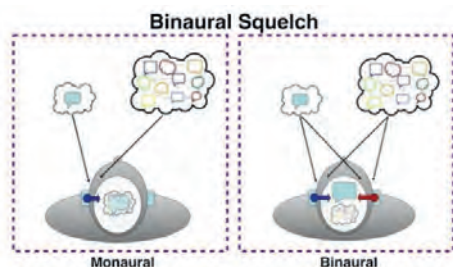
est plus sensible aux petites différences d'intensité interaurales. Par la modification qu'elle induit sur la croissance de la sensation sonore, la déficience auditive peut conduire à un bénéfice binaural légèrement plus faible chez les patients malentendants.

LA LOCALISATION SPATIALE

L'écoute binaurale est également impliquée dans la localisation des sons dans le plan horizontal notamment, grâce à l'effet d'ombre de la tête qui est à l'origine des deux indices binauraux de localisation spatiale : la différence interaurale de temps (ITD : Interaural Time Difference) et la différence interaurale d'intensité sonore (ILD : Interaural Level Difference). Une mauvaise capacité de localisation peut contribuer grandement au handicap auditif.

L'écoute binaurale est non seulement importante pour la sécurité, mais peut également aider à améliorer la compréhension de la parole dans un environnement bruyant grâce au démasquage binaural ou effet squelch illustré dans la **figure 1**.

Figure 1. Illustration de l'effet Squelch : en monaural, bruit et parole sont mélangés ; en binaural, bruit et parole sont séparés.



L'ÉQUILIBRE INTER-AURAL

Alors que beaucoup d'études ont été réalisées sur la capacité de localisation et d'autres sur la mesure de la sonie, peu d'entre-elles prennent en compte à la fois ces deux paramètres en écoute binaurale. Or, En France, l'Arrêté du 14/11/2018, qui fixe les modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées, recommande la réalisation de tests de localisation ou d'équilibre inter-aural au cours du suivi du patient.

OBJECTIFS

Devant ces constats, ce mémoire a étudié l'apport d'un test de stéréoéquilibration (test de localisation couplé à un test de sonie) chez le patient ayant une perte auditive symétrique appareillée de plus de 6 mois à l'aide de :

- ❖ Une évaluation de la compréhension dans le bruit avant et après le stéréoéquilibration,
- ❖ une auto-évaluation par le patient de son audition appareillée par le biais d'un questionnaire avant et après le stéréoéquilibration,
- ❖ une analyse des résultats du test de stéréoéquilibration.

Les deux premiers objectifs permettaient d'évaluer cet apport d'un point de vue patient et le dernier objectif a été orienté d'un point de vue audioprothésiste.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

POPULATION

L'étude s'est déroulée de janvier à avril 2024. 25 patients ont été inclus dans ce mémoire selon les critères suivants : patients appareillés en stéréophonie, ayant une perte symétrique (± 15 dB) selon les critères du Bureau Internationale d'AudioPhonologie (BIAP) et appareillés depuis plus de 6 mois.

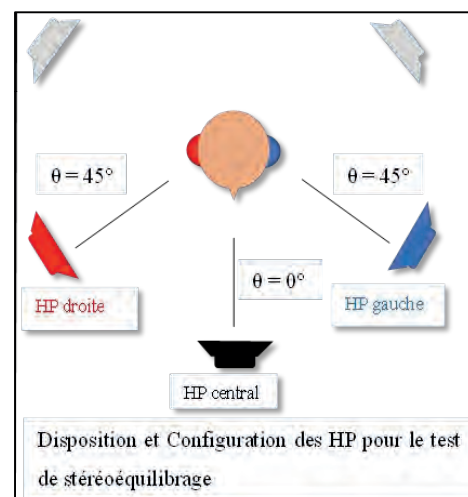
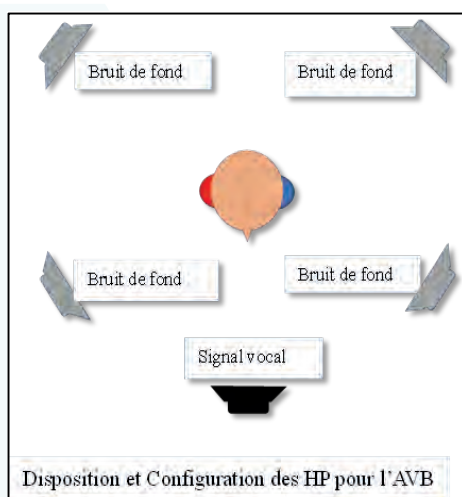
Tous les patients étaient appareillés avec des Contours d'Oreille (BTE ou RIC) de différents fournisseurs et de niveaux de gammes variés.

DÉROULEMENT DES RDV

Le patient était invité à participer à 2 Rendez-vous espacés d'au minimum 2 semaines et d'au maximum 3 semaines. Le premier RDV (RDV1) permettait la vérification des critères d'inclusion et la prise en compte de l'expérience patient avec son propre appareillage. Pour terminer ce RDV1, un test de stéréoéquilibration était réalisé et les réglages modifiés selon les résultats. Le deuxième RDV (RDV2) permettait d'évaluer l'apport des modifications de réglages suggérées par le stéréoéquilibration. Pour finir, il était demandé au patient de choisir s'il conservait le programme stéréoéquilibré ou le programme avant le stéréoéquilibration.

Les tests réalisés pour les RDV1 et RDV2 ont été réalisés dans la même cabine avec le même matériel afin d'éviter les biais dû au matériel et à la qualité acoustique de la cabine. La cabine était équipée de 5 haut-parleurs (HP) disposés au plafond et autour du patient et relié à un audiomètre MADSEN® A450 lui-même piloté par le logiciel Otosuite®. La configuration de la cabine est présentée en **figure 2**.

Figure 2. Disposition et Configuration des 5 HP pour l'AVB et le test de stéréoéquilibration.



LE TEST DE STÉRÉOÉQUILIBRAGE

Le test de stéréoéquilibration mis en place pour ce mémoire est inspiré de la procédure APA (Affinement Post-Appareillage) décrite par David et Léon Dodelé au début des années 2000. Les Signaux RASTI (Rapid Speech Transmission Index) choisis pour ce mémoire étaient : RASTI filtré à 500 Hz, RASTI filtré à 1000 Hz, RASTI filtré à 2000 Hz, RASTI filtré à 4000 Hz. Il s'agit d'un bruit rose dont la fréquence de modulation varie au rythme de l'enveloppe de la parole ainsi ils mobilisent l'ensemble des indices de localisation. Les fréquences des signaux ont été choisies car elles encadrent les fréquences conversationnelles. L'intensité des signaux RASTI émis a été vérifiée à l'aide d'un sonomètre située à la place de la tête du patient et ne dépassait pas 42 dB SPL (A) pour les signaux de niveau faible, 60 dB SPL (A) pour le niveau moyen et 72 dB SPL (A) pour le niveau fort. Le test de stéréoéquilibration s'est déroulé en 3 étapes pendant lesquelles le patient est équipé de ses deux aides auditives (AA) en fonctionnement :

- ⇨ Un test de localisation pendant lequel le patient devait indiquer l'origine du signal telle qu'il la percevait : « Gauche, droite, centre ».
- ⇨ Un test de sonie pendant lequel le patient

devait qualifier l'intensité à laquelle il a été soumis grâce à une échelle catégorielle allant de « Très très faible » à « Trop fort ».

- ⇨ Les modifications de réglages selon les combinaisons de réponses obtenues au test de localisation et de sonie.

Comme nous voulions évaluer l'écoute binaurale, les réponses du patient ont été prises en compte lorsque les signaux étaient diffusés sur le HP central. Les stimuli étaient de nouveau présentés au patient afin de vérifier que les corrections avaient bien apportées le stéréoéquilibration recherché.

LE QUESTIONNAIRE D'AUTO-ÉVALUATION

Après une brève présentation du questionnaire, le patient est invité à remplir seul le questionnaire SSQ15 (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale) en considérant son audition avec ses AA. Le SSQ15 a été choisi pour ce mémoire pour plusieurs raisons. Tout d'abord, Il est conçu pour exploiter une série d'aptitudes et de capacités liées à l'écoute dans un environnement acoustique exigeant sur le plan perceptif. Trois sous-échelles évaluent les capacités de localisation sonore, d'intelligibilité de la parole

Programmes intégrés

- 100% distanciel sur 4 mois
- Présentiel sur 1 journée
- Acouphènes
- Mesures objectives
- Surdité professionnelle
- Méthodologies supraliminales



EPP et formations continue

2023
2025

Formations D P C

Vos obligations simplifiées.



Informations formations
Stéphane Garnier : 06 83 85 77 10

Informations administratives
Cécile Maguelonne : 06 81 15 86 24

contact.nextstepacademy@gmail.com

nextstep-academy.catalogueformpro.com

next step
academy

**SUR LES 25 PATIENTS
INCLUS DANS CE MÉMOIRE,
11 PATIENTS
PRÉSENTAIENT UN BON
STÉRÉOÉQUILIBRAGE ET
14 PRÉSENTAIENT UN
STÉRÉOÉQUILIBRAGE À
AMÉLIORER.**

et de qualité d'audition. De plus, une version courte validé en français existe : le SSQ15. Il se compose de 15 items du questionnaire initial parmi les 49 du SSQ, répartis de manière homogène pour les sous domaines appelés « Audition de la parole », « Audition Spatiale » et « Qualité de l'Audition ». Le score global se calcule en moyennant le score des sous-domaines.

L'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE BRUIT (AVB)

Les signaux sonores utilisés pour l'AVB étaient :

- ↳ L'Onde Vocale Globale comme bruit de fond diffusé sur les 4 HP latéraux.
- ↳ Les listes dissyllabiques de Fournier comme signal vocal diffusées sur le HP central.

L'AVB était réalisé en mode adaptatif via la plate-forme Koalys et permettait l'obtention d'un niveau de Rapport Signal sur Bruit (RSB) pour le seuil de 50% de compréhension ou Speech Recognition Threshold (SRT). L'intensité du signal vocal était fixe et l'intensité du bruit de fond variait selon les réponses du

patient. Le calcul du RSB était pris en compte après quelques mots d'entraînement.

Selon le paramétrage Koalys, pour cette AVB, la zone de comparaison avec une personne sans perte auditive correspond à un score entre 0 et -2.0 dB de RSB. Dans ce mémoire, il a été choisi de qualifier cette fourchette comme « zone de référence NE » (Normo-Entendante).

RÉSULTATS ET ANALYSE
LE TEST DE STÉRÉOÉQUILIBRAGE

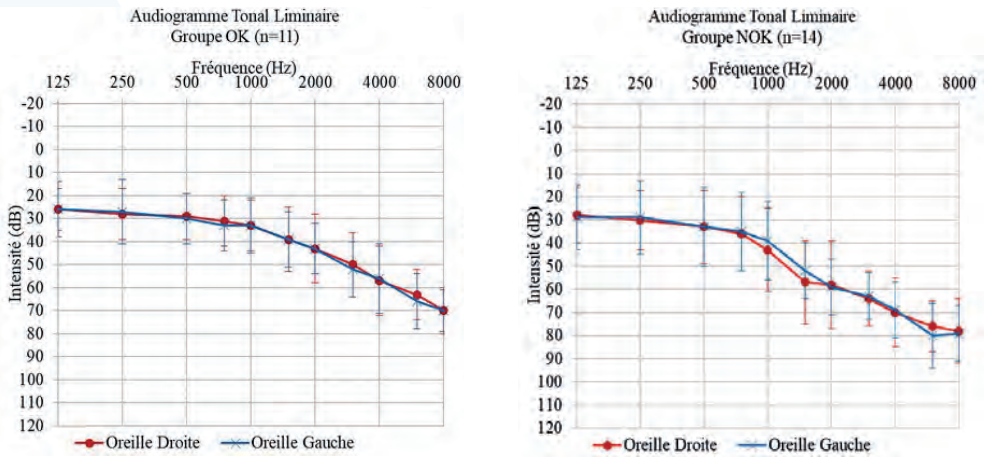
Sur les 25 patients inclus dans ce mémoire, 11 patients présentaient un bon stéréoéquilibrage et 14 présentaient un stéréoéquilibrage à améliorer ce qui représente une proportion pour l'échantillon étudié de 44% et de 56% respectivement.

Les 14 patients dont le stéréoéquilibrage suggérait une modification de réglage ont été regroupés dans le groupe NOK, les 11 autres patients dans le groupe OK. Les résultats obtenus sont présentés dans le **tableau 1**.

Tableau 1. Résultats du stéréoéquilibrage sur l'échantillon (n=25).

Résultats du test de stéréoéquilibrage	Nombre de patients	Groupe
Bonne localisation / Bonne sensation	11	OK
Bonne localisation / Sensation trop faible à 4kHz	1	NOK
Bonne localisation / Sensation faible sur niveaux faible et moyen à 4kHz	1	NOK
Bonne localisation / Sensation trop faible	1	NOK
Bonne localisation / Sensation trop faible sur 500 Hz	1	NOK
Localisation droite / Bonne sensation	1	NOK
Localisation droite / Sensation faible sur niveau moyen à 4kHz	1	NOK
Localisation droite sur 1000 Hz / Bonne sensation	1	NOK
Localisation droite sur 2kHz / Bonne sensation	1	NOK
Localisation droite sur 500 Hz / Sensation trop forte	1	NOK
Localisation droite sur 500 Hz et 1kHz / Sensation trop faible sur 1kHz	1	NOK
Localisation gauche sur 1000 Hz / Bonne sensation	1	NOK
Localisation gauche sur 1K et 4K / Bonne sensation	1	NOK
Localisation gauche sur 500 Hz / Bonne sensation	1	NOK
Localisation gauche sur 500 Hz / Sensation faible sur 500 Hz	1	NOK

Figure 3. Comparaison de l'Audiogramme Tonal Liminaire des groupes OK et NOK.



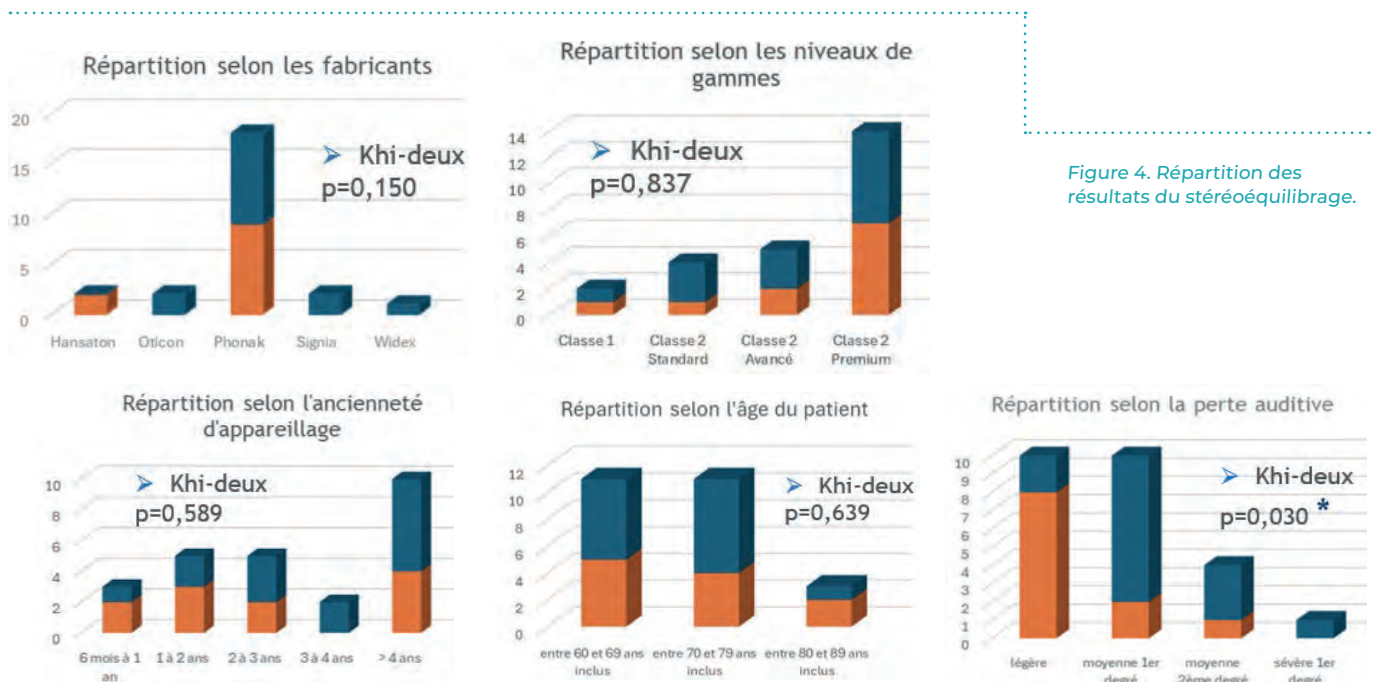


Figure 4. Répartition des résultats du stéréoéquilibration.

ANALYSE DES GROUPES OK ET NOK

La symétrie de la perte auditive a été vérifiée dans chacun des groupes OK et NOK. Les moyennes des seuils tonaux liminaires de l'Oreille Gauche et de l'Oreille Droite du groupe OK puis du groupe NOK ont été comparés grâce à un test pour échantillons appariés. Le test de Shapiro-Wilk a démontré que les valeurs suivent une loi normale ($p>0.05$), un test t pour échantillons appariés a été appliqué et a démontré que les moyennes entre les 2 oreilles n'étaient pas significativement différentes pour le groupe OK ($p=0.192$) et pour le groupe NOK ($p=0.480$). Les résultats sont présentés dans la **figure 3**.

Le temps moyen de port des AA était similaire au sein des 2 groupes avec une moyenne de port de 12.4 ± 2.8 heures/jour pour le groupe NOK et une moyenne de 11.4 ± 3.19 heures/jour pour le groupe OK. L'analyse statistique pour échantillons indépendants a démontrée que les médianes des groupes OK et NOK n'étaient pas significativement différentes.

ANALYSE DES RÉSULTATS DU STÉRÉOÉQUILIBRAGE

Afin d'évaluer l'apport d'un test de stéréoéquilibration d'un point de vue audioprothésiste, une corrélation a été recherchée entre le résultat du test de stéréoéquilibration, le profil du patient et son appareillage. Les résultats obtenus aux tests de stéréoéquilibration ont été répartis sous les 2 groupes identifiés précédemment (OK et NOK) et selon les catégories suivantes : les fabricants d'AA, les niveaux de gamme d'AA, l'ancienneté d'appareillage, l'âge du patient et la perte auditive. La liaison entre ces différentes catégories et le résultat du test a été étudiée avec un test d'indépendance du Khi-deux.

Les résultats sont présentés dans la **figure 4**. Le test du Khi-deux est significatif lorsque $p<0.05$ (*) et suggère dans cette étude, que la perte auditive et le résultat du test de stéréoéquilibration seraient liés.

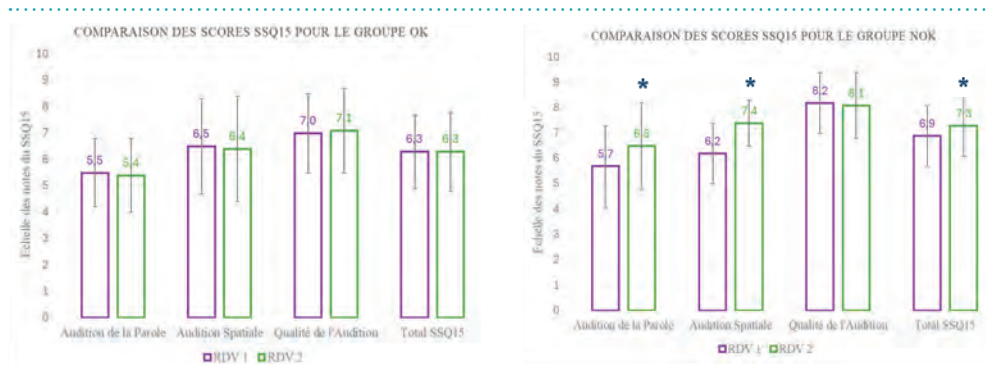


Figure 5. Comparaison des scores du SSQ15 entre les RDV1 et RDV2 : moyenne des scores et écarts-types (tests pour échantillons appariés ; * $p<0.05$).

LE QUESTIONNAIRE SSQ15

Les moyennes des scores de chaque sous-partie « Audition de la parole », « Audition Spatiale » et « Qualité de l'Audition » et de la note totale du SSQ15 ont été calculés et analysés. L'ensemble des résultats obtenus au cours du RDV1 et du RDV2 sont présentés dans la **figure 5**.

Avant le stéréoéquilibrage, Les moyennes des scores obtenus au cours du RDV1 pour les groupes OK et NOK ne sont pas statistiquement différentes.

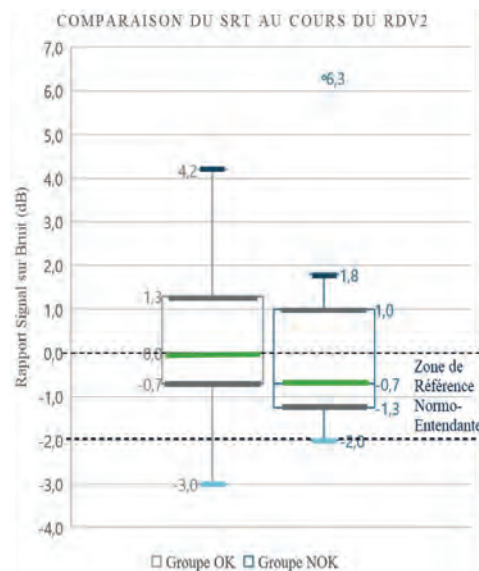
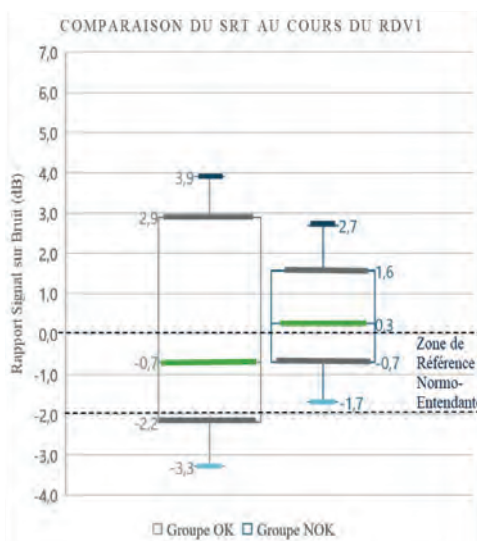
Après le stéréoéquilibrage, les moyennes des scores obtenus pour chacun des groupes ont été comparées à l'aide de tests pour échantillons appariés. Les différences des moyennes issues du groupe OK entre le RDV1 et le RDV2 ne sont pas statistiquement

significatives. Les différences des moyennes issues du groupe NOK entre le RDV1 et le RDV2 sont statistiquement significatives pour les catégories « Audition de la Parole », « Audition Spatiale » ainsi que pour le score total. Une augmentation de 14%, 10% et 6% est respectivement observée pour ces 3 catégories entre le RDV1 et le RDV2 pour le groupe NOK.

L'AUDIOMÉTRIE VOCALE DANS LE BRUIT

Le SRT a été évalué pour chacun des patients au cours du RDV1 et du RDV2 au moyen de l'AVB décrite précédemment. Les valeurs de SRT obtenues au cours des RDV1 et RDV2 et leur répartition sont présentées dans la **figure 6**.

Figure 6. Comparaison et Répartition du SRT obtenu au cours du RDV1 puis du RDV2.



Le test de Shapiro-Wilk a démontré que la répartition des valeurs suivait une loi non-normale ($p < 0.05$). Un test de comparaison non-paramétrique pour échantillons indépendants a été utilisé pour comparer les valeurs du groupe OK et NOK obtenues au cours du RDV1 (Mann-Whitney ; $p = 0.661$). Les groupes OK et NOK ne présentent pas de différence significative avant le stéréoéquilibrage.

Des tests de comparaison d'échantillons appariés ont été réalisés entre les RDV1 et RDV2 pour le groupe OK ainsi que pour le groupe NOK.

Le test de Shapiro-Wilk a démontré que la répartition des valeurs suivait une loi normale ($p > 0.05$) pour le groupe OK ainsi que pour le groupe NOK.

Les différences observées au sein des groupes OK et NOK entre le RDV1 et le RDV2 ne sont pas statistiquement significatives (test t pour

échantillons appariés ; $p = 0.878$ et $p = 0.352$, respectivement). Il n'est pas relevé de différence significative du SRT avant et après le stéréoéquilibrage à la fois pour le groupe OK et le groupe NOK.

Il est à noter que l'AVB réalisée au cours du RDV2 révèle une valeur hors-norme de SRT (SRT = 6.30 dB). Il s'agissait d'un patient du groupe NOK dont le SRT était déjà au-dessus la zone de référence normo-entendante au cours du RDV1 (SRT = 2.7).

PRÉFÉRENCE DU PROGRAMME

Afin de s'assurer que le patient avait bien testé le programme stéréoéquilibré, le temps de port des AA a de nouveau été relevé au cours du RDV2. Une comparaison du temps de port a été réalisée entre le RDV1 et le RDV2 et n'a pas présenté de différence significative. Le groupe NOK présentait une moyenne de 12.4 heures/

jour avant le test de stéréoéquilibration et de 12.3 heures/jour après le test de stéréoéquilibration (Wilcoxon ; $p=0.767$).

Sur les quatorze patients du groupe NOK, onze patients ont souhaité garder le programme stéréoéquilibré. Ce qui représente 79% du groupe NOK.

Trois patients ont justifié leur choix en s'appuyant sur des exemples d'amélioration dans leur vie quotidienne. La première observation a été rapportée par un patient qui a indiqué « entendre le vent plus fort à gauche avant les modifications de réglage du RDV1 ». Le résultat du stéréoéquilibration pour ce patient était « Localisation Gauche sur 500Hz / Bonne Sensation ». Les modifications de réglages ont nettement amélioré le SRT (delta = -3.6 dB) ainsi que le score total du SSQ15 (delta = +1).

La deuxième observation a été rapportée par un patient dont le résultat du stéréoéquilibration était « Localisation Droite / Bonne sensation ». Il avait remarqué avant le RDV1 que « son oreille droite était plus forte que son oreille gauche ». Les modifications de réglages ont amélioré le SRT (delta = -2 dB) tandis que le score total du SSQ15 reste stable (delta = +0.1).

La troisième observation a été rapportée par un patient qui a indiqué « entendre la musique plus fort à gauche ». Le résultat du stéréoéquilibration pour ce patient était « Localisation gauche sur 1k et 4K / Bonne sensation ». Les modifications de réglages ont répondu à ces attentes bien que celles-ci n'ont pas amélioré le SRT (delta = +1 dB) ni le score total du SSQ15 qui est resté stable (delta = -0.1).

Deux patients ont souhaité revenir au programme avant le stéréoéquilibration. Ce qui représente 14% du groupe NOK. Il s'agissait d'un patient dont le résultat du stéréoéquilibration était « Bonne localisation / Sensation trop faible ». Malgré une légère amélioration du SRT entre le RDV1 et le RDV2 (delta = -0.3 dB) et une amélioration de son score total au SSQ15 entre le RDV1 et le RDV2 (delta = +1.6), ce patient a préféré revenir au réglage avant stéréoéquilibration qui lui procurait plus de confort. Le deuxième patient est le patient qui a obtenu la valeur hors-norme au cours du RDV2 et dont le résultat du stéréoéquilibration était « Localisation Gauche sur 500 Hz / Sensation faible sur 500 Hz ». Les modifications de réglage après le stéréoéquilibration ont nettement dégradé le

DÉCOUVREZ LA PUISSANCE DE TITANIUM

LES EMBOUTS EN TITANE NOUVELLE GÉNÉRATION DU GROUPE OLBINSKI



Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

SRT entre le RDV1 et le RDV2 (delta = +3.6). Ce patient avait ressenti cette dégradation. C'est pourquoi, ce patient a souhaité revenir au programme avant le stéréoéquilibrage.

Pour finir, un patient ne souhaitait conserver ni le programme stéréoéquilibré ni le programme avant le stéréoéquilibrage. Il s'agissait du patient dont le résultat du stéréoéquilibrage était « Bonne Localisation / Sensation trop faible à 4kHz ». Malgré une amélioration du SRT entre le RDV1 et le RDV2 (delta = -1.0 dB), sa compréhension dans le bruit restait tout de même hors de la zone NE. Ce patient a jugé que le programme avant stéréoéquilibrage ainsi que le programme stéréoéquilibré n'étaient pas assez forts.

DISCUSSION

RÉSULTATS DU TEST DE STÉRÉOÉQUILIBRAGE

Selon les résultats obtenus au cours de cette étude, il n'a pas été observé de lien significatif entre le résultat du stéréoéquilibrage et l'appareillage du patient en termes de fabricants et de niveaux de gammes d'AA. Ceci suggère que ni le niveau de gamme

des AA ni la marque des AA influe sur les résultats du test de stéréoéquilibrage chez les patients appareillés depuis plus de 6 mois. Ces résultats sont en cohérence avec ceux de Drennan et al. Ils observent en 2005 qu'au bout de 3 semaines de port d'AA, les performances de localisation en condition aidée sont similaires aux performances en condition sans appareils quelque que soit le niveau de gamme de l'AA. Drennan et Al suggèrent, que les indices de localisation sont probablement modifiés différemment par

les appareils à fonctionnalités premium (Classe II de haute gamme) et les appareils à fonctionnalités de base (Classe I), mais que les patients s'acclimentent aux nouveaux indices spectraux induites par les différentes AA. De même, Johnson et Al en 2017 ont constaté que chaque participant a pu s'adapter aux nouveaux signaux acoustiques, engendrant des performances de localisation similaires dans le bruit avec différentes technologies d'aide auditive après quatre semaines d'acclimatation.

Il a été observé, d'après les résultats de cette présente étude, un lien entre le résultat du stéréoéquilibrage obtenu et le niveau de perte auditive du patient. Les résultats suggèrent ici, que plus la perte auditive est importante, plus le risque que le test de stéréoéquilibrage soit non conforme est important. Ces résultats peuvent également suggérer que les tests de stéréoéquilibrage sont plus difficiles à réaliser

si la perte auditive est plus importante. En 2012, Glyde et al. ont également observé une association cohérente entre le degré de perte auditive et la capacité de traitement spatial dans un groupe hétérogène de patients malentendants et ce, malgré la mise en place d'une amplification pour assurer une audibilité suffisante.

RÉSULTATS DU SSQ15

En ce qui concerne le questionnaire SSQ15, il n'a pas été observé de différence de satisfaction au cours du RDV1 entre le groupe dont le stéréoéquilibrage était conforme et celui dont le stéréoéquilibrage était à améliorer. Les résultats obtenus au cours du RDV1 suggèrent que les patients estimaient que dans la vie courante, leur réglage était satisfaisant même sans vérification du stéréoéquilibrage des AA. Pour le groupe dont le stéréoéquilibrage était conforme, il n'y a pas eu de variations significatives de résultats du SSQ15 entre le RDV1 et le RDV2. Ces résultats sont cohérents avec le fait qu'il n'y a pas eu de modifications de réglages pour ce groupe entre le RDV1 et le RDV2. Pour le groupe dont le stéréoéquilibrage était à améliorer, les modifications de réglage suggérées par le stéréoéquilibrage ont permis de relever une différence significative aux résultats du questionnaire SSQ15 entre l'avant et l'après stéréoéquilibrage. La méthode de stéréoéquilibrage aurait permis d'améliorer « l'audition de la parole » ainsi que « l'audition spatiale » et le score global au questionnaire SSQ15.

RÉSULTATS DE L'AVB

En ce qui concerne l'intelligibilité dans le bruit, il n'a pas été observé de différence significative de compréhension, au cours du RDV1, entre le groupe dont le stéréoéquilibrage était conforme et celui dont le stéréoéquilibrage était à améliorer. Ceci peut suggérer que les difficultés de compréhension dans le bruit ne sont pas uniquement liées à un stéréoéquilibrage non conforme. En effet, bien que le test de stéréoéquilibrage soit conforme pour le groupe OK, celui-ci présente une variabilité importante du SRT dès le RDV1 caractérisé par un intervalle important. Ces résultats sont confirmés par l'AVB réalisée au cours du RDV2 sur ce même groupe.

En 2010, Moore et al. ont évalués le bénéfice spatial avec des AA grâce à une mesure de la reconnaissance de la parole au sein d'un groupe d'adultes d'âge moyen à avancé souffrant d'une perte auditive. Ils ont constaté de grandes différences individuelles entre les sujets malentendants, mais aussi une amélioration de la reconnaissance de la parole de manière significative dans les conditions de séparation spatiale avec l'amplification des hautes fréquences (c.-à-d. 5,0-7,5 kHz).

**SELON LES RÉSULTATS
OBTENUS AU COURS DE CETTE
ÉTUDE, IL N'A PAS ÉTÉ OBSERVÉ
DE LIEN SIGNIFICATIF ENTRE LE
RÉSULTAT DU STÉRÉOÉQUILIBRAGE
ET L'APPAREILLAGE DU PATIENT
EN TERMES DE FABRICANTS
ET DE NIVEAUX DE GAMMES D'AA.**

Par contre, Ahlstrom et Al dans leur étude de 2014, n'ont pas observé de bénéfice significatif pour les AA. Ils ont suggéré que cela peut refléter la présence de déficits au-delà de la simple audibilité tels que, entre autres, une moins bonne sélectivité fréquentielle, une susceptibilité accrue au masquage et une perte de résolution temporelle. Des déficits de plus haut niveau dans les voies auditives centrales et/ou un déclin des capacités cognitives peuvent également contribuer à réduire le bénéfice des AA. Par exemple, en 2007, Humes a passé en revue une série d'études dans lesquelles différentes approches ont été utilisées pour restaurer au moins partiellement l'audibilité chez des adultes âgés souffrant de perte auditive. Humes a constaté qu'une fois l'audibilité rétablie, les associations entre la reconnaissance de la parole dans le calme et dans le bruit ont révélé que l'âge et les divers facteurs cognitifs représentaient environ 30 à 50 % de la variabilité des résultats de la reconnaissance de la parole chez les adultes plus âgés.

Selon les résultats de cette étude, il n'a pas été observé de différence significative de compréhension dans le bruit entre les RDV1 et

RDV2 dans le groupe dont le stéréoéquilibration était à améliorer. Ceci suggère que les modifications de réglages recommandées par le test de stéréoéquilibration n'ont pas apporté de bénéfice significatif sur la compréhension dans le bruit. Ceci est en contradiction avec les résultats obtenus au questionnaire SSQ15 dans cette étude. On peut se demander si le temps d'habituation au nouveau réglage était suffisant. En effet, Drennan et Al ont constaté une amélioration des performances de localisation en condition aidée au bout de 3 semaines or l'amélioration de la compréhension dans le bruit n'a été constatée qu'au bout de 16 semaines. Il est quand même intéressant de noter que pour ce groupe, la moyenne du score de compréhension est abaissée suggérant une meilleure compréhension dans le bruit après le stéréoéquilibration. Cette diminution est tout de même à nuancer car elle n'est pas statistiquement significative et reste cliniquement faible. Les modifications de réglage recommandées par le test de stéréoéquilibration décrit dans ce mémoire n'ont pas permis de relever une différence significative au test d'AVB après une habituation de 3 semaines maximum.

DÉCOUVREZ LA PUISSANCE DE TITANIUM

LES EMBOUTS EN TITANE NOUVELLE GÉNÉRATION DU GROUPE OLBINSKI



SELON LES RÉSULTATS DE CE MÉMOIRE, UNE GRANDE MAJORITÉ DES PATIENTS ONT BIEN ACCEPTÉS LE PROGRAMME STÉRÉOÉQUILIBRÉ ET ONT SOUHAITÉ GARDER CE PROGRAMME.

PRÉFÉRENCE DU PROGRAMME

Selon les résultats de ce mémoire, une grande majorité des patients ont bien acceptés le programme stéréoéquilibré et ont souhaité garder ce programme. Néanmoins, quelques patients n'ont pas été satisfaits par le programme stéréoéquilibré.

Ce fut notamment le cas pour le patient où nous avons remarqué une détérioration importante du SRT. Ces résultats viennent confirmer ce qui a été expliqué précédemment à savoir la possible présence de déficits auditifs au niveau supraliminaire et /ou des déficits dans les voies auditives centrales. Devant ce constat, il apparaît primordial pour l'audioprothésiste de disposer de multiples mesures pour mettre en place la correction la plus appropriée à chaque patient.

LIMITES DE CETTE ÉTUDE

Les résultats dans cette étude restent néanmoins à nuancer, les biais suivants ont pu influencer les résultats :

- ⇨ Le design de l'étude a été construit afin d'utiliser l'habituation des patients avec leur propre appareillage. Dans cette logique, il n'a pas été possible de mettre en place un design d'étude en cross-over. L'ordre d'essai des programmes « réglages patients » puis « programme stéréoéquilibré » a pu influencer certains patients.
- ⇨ Le nombre de patients inclus dans l'étude était faible. Un nombre plus important de patients et des résultats qui suivent une distribution normale aurait permis l'utilisation de tests paramétriques plus pertinents.
- ⇨ Les listes de mots utilisées lors de l'audiométrie vocale dans le bruit permettaient l'utilisation de la suppléance mentale. L'utilisation de listes de logatomes ou de listes cochléaires de Lafon aurait permis la suppression de cette suppléance mentale. Or dans la vie courante beaucoup

d'indices tels que la suppléance mentale aide les patients malentendants. Le choix de ces listes a été fait pour se rapprocher de situations quotidiennes.

- ⇨ L'AVB et le test de stéréoéquilibrage ont été réalisés dans les mêmes conditions d'appareillage, c'est-à-dire sans que le testeur n'intervienne sur les traitements de signaux des AA. L'objectif était de se rapprocher des situations quotidiennes du patient. Bien que les signaux RASTI soient modulés en amplitude, il n'est pas exclu que certains traitements de signaux des AA (tels que les réducteurs de bruits) ont pu interférer sur le test de stéréoéquilibrage.

CONCLUSION

En s'appuyant sur les avantages de la fonction binaurale, c'est-à-dire, en testant la sommation binaurale et la capacité de localisation des patients en condition appareillée, ce mémoire se proposait de répondre à cette question :

Quel est l'apport d'un test de stéréoéquilibrage chez les patients ayant une perte auditive symétrique et appareillés en stéréophonie depuis plus de 6 mois ?

Les résultats de cette étude nous ont indiqué que le niveau de perte auditive et les résultats du stéréoéquilibrage seraient en corrélation alors que les caractéristiques de l'appareillage n'auraient pas de lien avec les résultats du stéréoéquilibrage.

Après modifications des réglages suggérées par le test de stéréoéquilibrage décrit dans ce mémoire, il n'a pas été observé d'amélioration significative du seuil de compréhension dans le bruit. Cependant, ces mêmes modifications ont entraîné une amélioration de la satisfaction de l'audition selon l'auto-évaluation menée par le patient lui-même.

Cette étude a également mis en évidence certaines limites du test de stéréoéquilibrage et ainsi mis en avant la complexité du système auditif et de ses altérations. La restitution de la fonction binaurale permet l'amélioration de la compréhension dans le bruit pour certains patients mais celle-ci ne se limite pas à un stéréoéquilibrage conforme. ■

RÉFÉRENCES

Avan P, Giraudet F, Büki B. Importance of binaural hearing. *Audiol Neurotol*. 2015;20 Suppl 1:3-6.

Scollie S, Seewald R, Cornelisse L, Moodie S, Bagatto M, Lurnagaray D, et al. The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. *Trends Amplif*. 1 janv 2005;9(4):159-97.

Keidser G, Dillon H, Flax M, Ching T, Brewer S. The NAL-NL2 Prescription Procedure. *Audiol Res*. mars 2011;1(1):e24.

Moore BCJ, Gibbs A, Onions G, Glasberg BR. Measurement and modeling of binaural loudness summation for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*. août 2014;136(2):736-47.

Byrne D, Noble W. Optimizing sound localization with hearing AIDS. *Trends Amplif*. juin 1998;3(2):51-73.

Risoud M, Hanson JN, Gauvrit F, Renard C, Lemesre PE, Bonne NX, et al. Sound Source Localization. *Ann*

Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. 1 sept 2018;135(4):251-7.

Staab W. Binaural Loudness Squelch [Internet]. *Hearing Health & Technology Matters*. 2023 [cité 1 août 2024]. Disponible sur: <https://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2023/binaural-loudness-squelch/>

Drennan WR, Gatehouse S, Howell P, Tasell DV, Lund S. Localization and Speech-Identification Ability of Hearing-Impaired Listeners Using Phase-Preserving Amplification. *Ear Hear*. oct 2005;26(5):461.

Johnson JA, Xu J, Cox RM. Impact of Hearing Aid Technology on Outcomes in Daily Life III: Localization. *Ear Hear*. déc 2017;38(6):746.

L. Dodelé, D. Dodelé. Procédure APA p.193 à 208. In: CNA - Précis d'audioprothèse Tome III : contrôle d'efficacité prothétique.

Gatehouse S, Noble W. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *Int J Audiol*. 1 mars 2004;43:85-99.

Moulin A, Pauzie A, Richard C. Validation of a French

translation of the Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale (SSQ) and comparison with other language versions. *Int J Audiol*. 2015;54(12):889-98.

Moulin A, Vergne J, Gallego S, Michéyl C. A New Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale Short-Form: Factor, Cluster, and Comparative Analyses. *Ear Hear*. 2019;40(4):938-50.

Glyde H, Cameron S, Dillon H, Hickson L, Seeto M. The effects of hearing impairment and aging on spatial processing. *Ear Hear*. 2012;34(1):15-28.

Moore BCJ, Füllgrabe C, Stone MA. Effect of spatial separation, extended bandwidth, and compression speed on intelligibility in a competing-speech task. *J Acoust Soc Am*. juill 2010;128(1):360-71.

Ahlstrom JB, Horwitz AR, Dubno JR. Spatial separation benefit for unaided and aided listening. *Ear Hear*. 2014;35(1):72-85.

Humes LE. The contributions of audibility and cognitive factors to the benefit provided by amplified speech to older adults. *J Am Acad Audiol*. 2007;18(7):590-603.



45^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

20 & 21 Mars 2025 - Paris

PALAIS DES CONGRÈS

**Enjeux
du secteur
Actualités
du métier**

**Débats
Tables rondes
Ateliers**

**Nouveauté :
Programme
Assistant.e.s**

Organisation



Télécharger l'application mobile du congrès



congresdesaudios.org

Inscrivez-vous au congrès dès à présent



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



JE CANDIDATE



Rejoindre Entendre, c'est :

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

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

CONTACTEZ-NOUS !

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

Retrouvez-nous sur [LinkedIn](#)

entendre

ARNAUD COEZ



AUDIOPROTHÉSISTE,
PARIS
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

L'AUDIOPROTHÉSISTE, AMBASSADEUR DE L'ENVIRONNEMENT SONORE

"Rendre le décibel aussi simple d'utilisation que le degré Celsius" est un des éléments de la charte de l'association "La Semaine du Son" présidée par Christian HUGONNET.

La charte de la semaine du son a été reprise in extenso par l'UNESCO. Cette charte écrite est le premier document reconnaissant "le monde sonore". "La Semaine du Son" est reconnue comme une ONG, seule ONG engagée dans une politique du son à notre connaissance.

LE COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE SOUTIEN CET EFFORT QUI PARTICIPE À MIEUX FAIRE PRENDRE CONSCIENCE DE NOTRE ENVIRONNEMENT SONORE AU PLUS GRAND NOMBRE DES CITOYENS.

UNE ACTION D'ÉDUCATION POUR LA SANTÉ

A cet égard, Arnaud COEZ, membre actif du Collège National d'Audioprothèse avait eu l'occasion de présenter à l'UNESCO, une action d'Education pour la Santé, en

partenariat avec l'association des maires de France (AMF) et l'association "La Semaine du Son". (<http://webcast.unesco.org/events/2022-01-week-sound/#> Sélectionner Me19jan22, se positionner à 1:26:51 (jusqu'à 1:51))

Un matériel et une formation ont été développés pour faire des audioprothésistes "Les ambassadeurs" de cette mission d'éducation pour la Santé. Une démonstration de cette malette qui permettrait à un audioprothésiste d'organiser une réunion publique dans un local mis à sa disposition par l'AMF, a été réalisée par C. HUGONNET et A. COEZ lors d'un atelier prévu à cet effet lors de l'enseignement post-universitaire 2023 (EPU 2023).

Un support écrit de cette formation, publié en 2022 (mars-avril) dans "Les cahiers de l'audition" est téléchargeable sur le site du Collège National d'Audioprothèse (<https://www.college-nat-audio.fr/index.php/cahiers-de-laudition/cda-2-2022>).

Afin d'offrir une visibilité plus grande à cette action d'éducation pour la Santé, un sonomètre de classe 2 a été développé avec la société Preventec afin que les audioprothésistes qui le souhaitent puissent l'installer sur la devanture de leur laboratoire ou en drapeau sous leur enseigne. Cette initiative a reçu un accueil très chaleureux et inspirant. Ainsi, Erik ORSENNA, parrain de la 22^{ème} édition de "La Semaine du Son de l'UNESCO" l'a dénommé, "le décibélateur".

OBJECTIF

L'objectif de cette action est de permettre à un passant, devant un laboratoire d'audioprothèse, d'associer l'affichage d'un nombre en décibel A à une sensation sonore qu'il est en train de vivre. Tout comme l'affichage de la température sous les enseignes de pharmacies renseigne le passant sur la tenue vestimentaire adaptée, l'affichage du nombre de dB le sensibilise à la notion d'intensité subie de l'environnement dans lequel il se trouve.

Cette prise de conscience collective du son (qui ne se voit pas) permet une sensibilisation à cette notion de paysage sonore. La connaissance du dB(A) par le plus grand nombre permettra à tout un chacun d'adapter son comportement sonore et de faciliter la conscience politique des problématiques qui y sont liées.

En accompagnant cette action l'audioprothésiste apparaîtra comme le professionnel "du son", facilement accessible, que le citoyen pourra interroger. Ce peut-être alors pour l'audioprothésiste l'occasion de faire télécharger l'application NIOSH pour smartphone, recommandée par l'OMS, à la personne qui entrerait dans son laboratoire pour l'interroger sur le dB. Ce peut être l'occasion de proposer un étalonnage de cette application en offrant un bruit blanc calibré pour s'assurer du bon paramétrage de l'application NIOSH.



"LE DÉCIBÉLATEUR"
BIENTÔT DANS VOS VILLES



Erik Orsenna, parrain de la 22^{ème} Semaine du Son de l'UNESCO, l'a déjà baptisé « **décibélateur** ».

Cette création réalisée par Performas à l'initiative de La Semaine du Son a un objectif simple : familiariser le grand public à la notion de décibel.

Mais pourquoi ?

Tout simplement parce que cette unité de mesure est très peu ancrée dans les esprits. Autant il nous est possible de ressentir le froid ou la chaleur sans difficulté, grâce au degré Celsius, autant la notion de décibel est peu perçue, si ce n'est lorsque le bruit est trop élevé et provoque une gêne auditive.

Le projet de La Semaine du Son est donc de proposer l'installation de ce « **décibélateur** » en enseigne ou en drapeau sur toutes les boutiques des audioprothésistes et les mairies. Une initiative qui permettra aux passants de se faire une idée assez précise du niveau sonore auquel ils sont soumis.

Qu'est-ce qu'un décibel ?

Cette unité de mesure a été créée vers 1923 par les ingénieurs des laboratoires Bell, fondés par Alexander Graham Bell. Célèbre pour son invention du téléphone mais aussi connu pour avoir travaillé sur de nombreux autres domaines comme l'aéronautique, les hydroptères et la communication sans fil avec le « **photophone** », Alexander Graham Bell a aussi enseigné auprès de personnes atteintes de surdité et a mené des recherches en acoustique.

ACTION D'ÉDUCATION POUR LA SANTÉ

LA SEMAINE DU SON

COMMENT SE PROCURER LE DÉCIBÉLATEUR ?

Les firmes Starkey ® et AuditionSanté ® sont les premières à expérimenter ce dispositif. Nous espérons que d'autres enseignes leur emboîteront le pas en 2025.

Pour se procurer le décibélisateur, il suffit de se rapprocher de l'association "La Semaine du Son" (<https://www.lasemaineduson.org/>), par mail (lasemaineduson@orange.fr) ou par téléphone 01 42 78 10 15 (ne pas hésiter à laisser un message).

CHARTRE DE LA SEMAINE DU SON®

L'association La Semaine du Son a pour but d'amener chaque être humain à prendre conscience que le sonore est un élément d'équilibre personnel fondamental dans sa relation aux autres et au monde, dans ses dimensions environnementale et sociétale, médicale, économique, industrielle et culturelle. Elle considère le sonore comme une porte d'accès au monde.

La santé, l'environnement sonore, les techniques

d'enregistrement et de diffusion sonore, la relation image et son ainsi que l'expression musicale et sonore constituent les cinq principaux secteurs d'activités concernés.

1. SANTÉ

Les limites de la perception auditive ne sont pas extensibles en niveau, compte tenu des capacités humaines d'écoute. L'oreille ne disposant pas de paupière, l'être humain écoute sans cesse un monde qui recourt de plus en plus à la sonorisation, à l'audiovisuel et à l'écoute de proximité, à des niveaux sonores de plus en plus élevés, souvent et de manière continue.

- Informer, dès la scolarisation, des risques de dégradation accélérée de l'ouïe consécutive à une écoute à fort niveau, trop longue et trop souvent répétée.
- Informer des conséquences dramatiques de toute altération accidentelle de l'audition, que celle-ci s'accompagne ou pas de l'acouphène ou de l'hyperacousie : isolement, dépression, difficulté ou incapacité à s'intégrer dans le monde du travail.
- Connaître l'impact du bruit non désiré sur le stress, sur la pression artérielle, sur le sommeil et la concentration.
- Réaliser systématiquement des tests auditifs chez les nouveau-nés puis tout au long de la vie. Une bonne audition et une bonne compréhension sont des conditions nécessaires à l'acquisition des apprentissages

fondamentaux et à l'insertion dans le milieu familial et social.

- Encourager le port de l'aide auditive.
- Soutenir la recherche scientifique en matière de physiologie, de perception auditive et d'aide auditive.

2. L'ENVIRONNEMENT SONORE

L'environnement sonore est une composante essentielle de notre équilibre car il conditionne notre comportement personnel et collectif. Limiter les nuisances sonores, concevoir des atmosphères à écouter, maîtriser l'acoustique des espaces, conforter la diversité des acteurs sonores sont les conditions aujourd'hui du mieux vivre ensemble. Partout dans le monde, la densification des milieux et l'intensification de l'urbanisation font de l'espace sonore un sujet de préoccupation des professionnels et des citoyens acteurs de la transformation de leurs lieux de vie.

- Apprendre à écouter l'environnement afin d'en maîtriser les effets : concentration, quiétude, violence...
- Faire connaître l'échelle des niveaux sonores, à l'instar du degré Celsius pour la température.
- Promouvoir les compétences en acoustique afin d'intégrer le confort sonore dans la conception et dans la construction de l'habitat individuel et collectif, et des infrastructures urbaines.
- Intégrer les données acoustiques et sonores dans les documents d'urbanisme (plan de déplacements, plan locaux d'urbanisation, zones calmes...).
- Faire une priorité sociétale du traitement acoustique des lieux publics, notamment des écoles.
- Développer la réalisation de cartographies sonores des villes.
- Créer des observatoires sonores des territoires qui soient à la fois des lieux de mémoire et de création de l'identité sonore des paysages de demain.
- Favoriser les industries innovantes dédiées à la qualité de notre environnement sonore.

3. LES TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT ET DE DIFFUSION SONORE

Les techniques électroacoustiques de diffusion sonore se sont introduites dans nos vies et nous paraissent familières alors que nous en ignorons le fonctionnement et l'alchimie sonore sous-jacente. Or, des moyens d'enregistrement et de reproduction permettent de pénétrer à toute heure et en tout lieu dans l'intimité de l'individu. La compression dite de "dynamique sonore" nous habitue à une écoute musicale et parlée sans nuance, même dans des environnements sonores bruyants. Détournée de sa vocation initiale, une trop forte compression ne laisse



aucun moment de respiration à l'auditeur qui, fatigué, n'a plus la force d'exercer une écoute critique et devient malgré lui le récepteur de messages de plus en plus invasifs.

- Intégrer l'enseignement du sonore dans les programmes scolaires, sensibiliser aux sources de dégradation des sons originaux et faire savoir que le haut-parleur n'est pas en lui-même un instrument de musique.
- Sensibiliser les professionnels de l'aménagement et de la culture aux techniques d'enregistrement et de diffusion sonore.
- Privilégier, en concert ou diffusion publique, les techniques de multidiffusion afin d'obtenir une meilleure homogénéité de restitution et de diminuer le niveau sonore global.
- Recommander l'enregistrement et le téléchargement des musiques au plus proche de la qualité originale.
- Recommander une dynamique sonore minimale des enregistrements respectant les nuances musicales.
- Développer les phonothèques en charge du patrimoine sonore et les considérer comme des acteurs privilégiés de l'évolution de nos sociétés.

4. LA RELATION IMAGE ET SON

Dans le contexte généralisé d'accès à l'audiovisuel et au multimédia, le sonore est un élément déterminant de la perception visuelle et de la qualité finale perçue. La création sonore fait partie intégrante de l'œuvre audiovisuelle et du spectacle vivant.

- Enseigner aux enfants que la qualité du sonore détermine la qualité du visuel.
- Améliorer la qualité de restitution sonore des dispositifs multimédias personnels et collectifs.
- Réguler les niveaux sonores entre tous les programmes télévisuels, radiophoniques ou cinématographiques. Le respect d'une dynamique sonore minimale doit être exigé.
- Encourager, sur tout le territoire, le développement des salles de cinéma dotés de confort acoustique et de moyens de multidiffusion.
- Intégrer la qualité sonore dans tout événement sonorisé.
- Reconnaître l'apport des professionnels du son dans la création.

LA SEMAINE DU SON DE L'UNESCO
DU 20 JANVIER AU 02 FÉVRIER 2025
PARTOUT EN FRANCE

22^{ème} édition | SON & POLITIQUES
www.lasemaineuson.org

Education pour la santé auditive:

Rendre la notion de "décibel" (dB)
aussi accessible que la notion de "degré Celsius" (°C)



Stores* (Apple® ou Android®) :
« NIOSH sound level meter »
Gratuit et recommandé par:



Arnaud COEZ, Audioprothésiste, Paris, présentation janvier 2022 à l'UNESCO
<http://webcast.unesco.org/events/2022-01-week-sound/#>
Sélectionner Me19jan22, se positionner à 1:26:51 (jusqu'à 1:51)

"LE DÉCIBÉLATEUR"
BIENTÔT DANS VOS VILLES

Erik Orsenna, parrain de la 22^{ème} Semaine du Son



5. L'EXPRESSION MUSICALE ET SONORE

L'expression musicale, par la voix et par l'instrument de musique, est un facteur d'équilibre tant personnel que collectif par une écoute de soi et des autres.

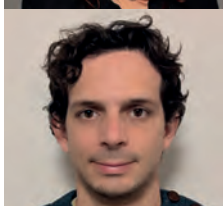
Les recherches scientifiques démontrent à quel point la pratique musicale contribue au développement et au maintien des performances cognitives, à tous les âges de la vie.

Elle augmente la capacité d'apprentissage et de mémorisation, et participe aussi à l'acquisition d'autres compétences, notamment chez l'enfant.

- Faire savoir que la pratique musicale est un élément de développement personnel et collectif, de rencontre et de lien social.
- Prendre conscience que la pratique musicale collective est un moyen de lutte contre la violence et l'exclusion.
- Considérer la pratique musicale comme l'élaboration d'un référentiel acoustique.
- Encourager et faciliter la pratique musicale de l'école à l'université, en famille et dans la société.
- Elargir les pratiques artistiques en reconnaissant les arts sonores comme un secteur des cultures du monde.
- Concevoir des lieux adaptés de pratique musicale collective dans toute nouvelle construction scolaire et universitaire.
- Développer la création sonore par le recours aux technologies et aux pédagogies innovantes. ■

**"RENDRE LE DÉCIBEL AUSSI
SIMPLE D'UTILISATION QUE LE DEGRÉ
CELSIUS" EST UN DES ÉLÉMENTS
DE LA CHARTE DE L'ASSOCIATION
"LA SEMAINE DU SON"**

JUSTINE DE BAGLION
DE LA DUFFERIE¹
JULIE BESTEL²
MARTIN CHAVANT³



¹ AUDILAB ALENÇON

² AUDILAB VERSAILLES,
AUDILAB RESSOURCES

³ AUDILAB MARSEILLE,
AUDILAB RESSOURCES

**IL S'AGIT D'Étudier en DÉTAILS LES
RÉSULTATS DE 44 SUJETS NORMO-
ENTENDANTS TESTÉS
AVEC FRAMATRIX DANS DEUX
CONDITIONS : AU CASQUE EN
MONAURAL ET EN CHAMP LIBRE AVEC
UN HAUT-PARLEUR AU PLAFOND.**

RÉÉVALUATION DE LA NORME DU TEST FRAMATRIX DANS LES CONDITIONS D'EXERCICE COURANTES DES AUDIOPROTHÉSISTES

1. INTRODUCTION

Cet article s'appuie sur l'étude réalisée par Justine de Baglion, dans le cadre de son mémoire de 3^{ème} année¹, sous la direction du comité scientifique d'Audilab. Il s'agit d'étudier en détails les résultats de 44 sujets normo-entendants testés avec FraMatrix dans deux conditions : au casque en monaural et en champ libre avec un haut-parleur au plafond. La motivation vient de la lecture attentive de l'article ayant servi à établir la « norme » au FraMatrix, dans des conditions qui ne sont jamais celles appliquées en cabinet d'audioprothèse. Quelle est alors la norme quand on se place dans celles-ci ? C'est ce que nous explorons dans ce qui suit.

1.1. RAPPELS SUR FRAMATRIX

La mesure de l'audition par un audioprothésiste se compose principalement de trois tests subjectifs : l'audiométrie tonale (AT), l'audiométrie vocale dans le silence (AVS), et l'audiométrie vocale dans le bruit (AVB).

Si les audiométries tonale et vocale dans le silence sont entrées dans la pratique courante depuis de nombreuses années, l'audiométrie vocale dans le bruit est réalisée depuis moins longtemps. Depuis la mise à jour du décret régissant la profession d'audioprothésiste en 2018¹⁴, l'AVB devient obligatoire dans le suivi des patients appareillés, et conditionne l'accès à un remboursement d'appareillage chez des personnes présentant un score « anormal » à la vocale dans le bruit (écart de 3 dB par rapport à la « norme ») et des scores « normaux » à la tonale et à la vocale dans le silence.

Contrairement à l'audiométrie tonale, qui se réalise selon un standard bien établi, différents paramètres peuvent influencer sur le résultat à un test d'AVB :

- choix du signal de parole (langue, mots ou phrases impliquant plus ou moins de suppléance mentale) ;
- choix du bruit (bruit stable type blanc ou filtré, bruit plus écologique comme l'OVG) ;
- choix du signal dont l'intensité varie : niveau de parole fixe ou niveau de bruit fixe.

Ainsi, il existe plusieurs tests d'AVB reconnus scientifiquement en France : FraMatrix, VRB et HINT pour citer les 3 principaux^{3, 4, 6, 8, 9, 10}. Nous nous intéressons dans cet article à FraMatrix,

largement utilisé par les audioprothésistes en France. Il s'agit de la version française du test « Oldenburg Sentence Test », présenté en 2012 dans l'article de Jansen et al⁸. Il consiste à présenter des phrases de même structure (prénom, verbe, chiffre, nom commun, couleur) en présence d'un bruit stationnaire filtré représentant le spectre à long terme de la parole (Bruit LTASS,¹¹). C'est un test adaptatif, c'est à dire que le rapport signal sur bruit (RSB) pour une phrase donnée est déterminé en fonction du nombre de mots correctement répétés lors de la phrase précédente (si les réponses sont majoritairement bonnes, alors le RSB diminue pour la phrase suivante, et inversement). Le résultat de la procédure est en général le SIB50 : « Seuil d'Intelligibilité dans le Bruit à 50% », c'est-à-dire le RSB pour lequel le patient répète en moyenne la moitié des items. Les versions disponibles actuellement permettent également de rechercher le SIB70, le SIB80, ou encore la pente au SIB50.

Dans la suite nous ne traiterons que du SIB50 au FraMatrix, puisque c'est cet indicateur qui fait référence pour établir qu'une personne est gênée « uniquement dans le bruit ».

1.2. ÉTABLISSEMENT DE LA NORME DU FRAMATRIX

La valeur de la norme est nécessaire pour situer la performance d'un sujet par rapport à la performance d'un « normo-entendant ». De plus, comme expliqué précédemment, sa valeur précise est utilisée pour établir qu'une personne est éligible à un appareillage, selon le 3^{ème} critère figurant dans le décret 2018¹⁴.

La norme du SIB50 actuellement utilisée en France est celle établie dans Jansen et al⁸, à partir d'une étude faite chez 20 sujets normo-entendants. Les paramètres étaient les suivants :

- Niveau de bruit fixe à 65 dB SPL
- Signaux de bruit et voix délivrés au casque, en monaural (du côté de l'oreille ayant la meilleure PTM)

Cette valeur normale est de -6.0 dB RSB (écart type de 0,6 dB RSB).

Or, une lecture attentive de l'article montre que cette norme a été établie dans des conditions très différentes de celles pratiquées en cabine chez l'audioprothésiste. La première différence réside dans le transducteur utilisé. Les participants de Jansen et al.⁸ passent le test au casque sur une seule oreille, celle ayant le meilleur score d'audiométrie tonale. Or les audioprothésistes administrent FraMatrix en champ libre, notamment pour quantifier le bénéfice avec appareils (nous étayerons cette observation dans la partie 2.1).

La deuxième différence réside dans la manière de calculer le SIB50. Dans l'étude de Jansen et

al.⁸, la norme du SIB50 est estimée à l'issue de deux étapes (voir la **Figure 1**) :

1. Dans un premier temps, les participants passent 6 listes de 20 phrases suivant une procédure adaptative, dans le but d'évaluer la reproductibilité du test. Les données montrent une amélioration lors des 3 premières listes, puis une stagnation à partir de la 4^{ème} liste, jusqu'à la 6^{ème} liste, suggérant un effet d'apprentissage pendant les 3 premières listes.
2. Dans un deuxième temps, les participants passent 28 listes de 10 phrases. Cette fois, les listes ne sont pas présentées selon une procédure adaptative. Chaque liste est administrée avec un RSB fixe, qui peut prendre 4 valeurs (-8, -6,5, -5, -3,5 dB), dans le but de tracer une courbe psychométrique. Pour chaque participant, le SIB50 est ensuite estimé en fonction des résultats de ces 28 listes.

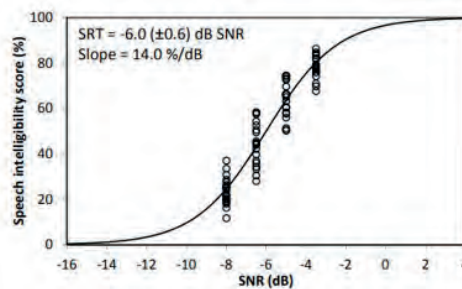
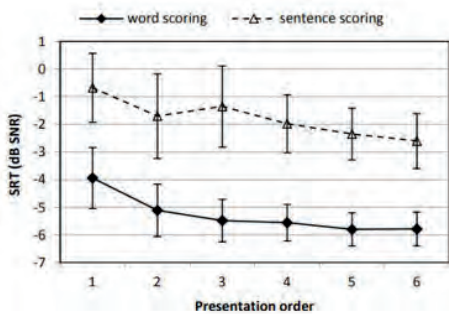


Figure 1. Schémas extraits de Jansen et al.⁸. À gauche, les valeurs moyennes SIB50 pour les 6 doubles listes, avec procédure adaptative, afin de mesurer la reproductibilité du test (seule la courbe noire nous intéresse car elle correspond à un score en nombre de mots). À droite, les 28 listes à RSB fixes permettent de tracer la courbe psychométrique et d'extraire le SIB50

À la fin de ces deux étapes, chaque participant a donc passé 40 listes de 10 phrases (en suivant une procédure adaptative pour les 12 premières et avec des RSB fixes pour les 28 listes restantes) et le SIB50 est estimé. Il est impossible pour un audioprothésiste de suivre cette procédure en pratique courante, et il nous paraît non souhaitable de l'imposer à des patients (temps, fatigue). La pratique courante est d'administrer 3 listes de 20 phrases, avec une procédure adaptative garante de la fiabilité de la mesure, et de retenir le SIB50 mesuré lors de la 3^{ème} liste comme « vraie » valeur.

Pour résumer, les audioprothésistes comparent leur résultat au FraMatrix en champ libre avec une norme établie au casque en monaural, sur une population ayant passé un nombre de listes bien plus important que ce qu'ils font.

1.3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

L'objectif principal de cette étude est de ré-évaluer la norme pour le FraMatrix selon les conditions de passation chez les audioprothésistes, à savoir en champ libre et pour un nombre de listes raisonnable. Les

objectifs secondaires sont la comparaison entre les valeurs moyennes de SIB50 mesurées au casque en monaural et en champ libre, et la comparaison avec l'article faisant référence pour la norme du FraMatrix.⁸

2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1. PRÉAMBULE : ENQUÊTE AUPRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES

Un questionnaire a été adressé à 92 audioprothésistes concernant leur pratique du FraMatrix, qui comprenait notamment les questions suivantes :

1. Utilisez-vous régulièrement le test FraMatrix dans votre pratique quotidienne ?
2. Si oui, dans quelles conditions utilisez-vous principalement le test FraMatrix : champ libre, casque ?
3. Si vous utilisez le FraMatrix en CL, avec quelle configuration de HP : un seul azimut 0° ou plusieurs (3, 5 ?)

Les réponses ont montré que 96,7% des 92 audioprothésistes interrogés utilisaient FraMatrix de manière régulière. L'intégralité d'entre eux l'utilisait en champ libre. Parmi

eux, 89,1% l'utilisaient avec 1 HP à azimuth 0° tandis que 10,9% l'utilisaient avec plusieurs HP. Ces observations, non surprenantes, nous ont confortés dans la nécessité de mener cette étude.

2.2. MATÉRIEL AUDIOMÉTRIQUE

Les tests ont été réalisés dans 4 cabines insonorisées différentes, dans lesquelles était installé un haut-parleur, au plafond, en face du sujet (Elipson). Le casque audiométrique utilisé était un TDH39PA avec écouteurs Peltor. L'audiomètre utilisé pour administrer les tests était soit une Affinity 2.0 soit une Affinity Compact.

2.3. PROTOCOLE

Les sujets ont été testés au cours d'une même session :

- Audiométrie tonale au casque
- Audiométrie vocale dans le silence, au casque (listes cochléaires de Lafon)
- Audiométrie vocale dans le bruit (FraMatrix)

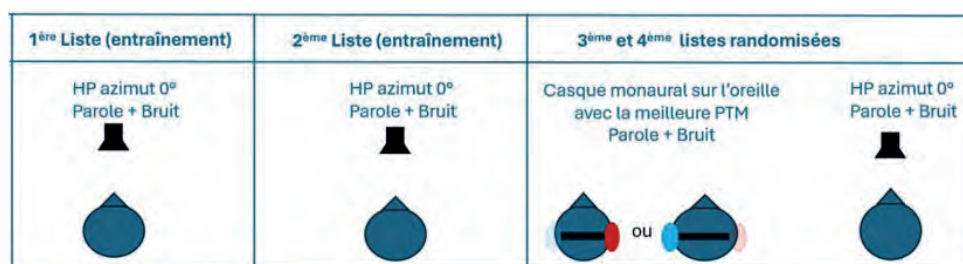
En tonale, les seuils de détection pour les fréquences allant de 250 Hz à 8000 Hz par demi-octaves ont été relevés. La perte tonale moyenne (PTM) pour chaque oreille était ensuite calculée en prenant la moyenne des seuils sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz.

L'audiométrie vocale dans le bruit a donc été réalisée avec le test FraMatrix, sujet de cette étude. Comme il s'agit de comparer les résultats avec un seul transducteur - haut-parleur azimuth 0° (CL) ou casque monaural (CA) - nous avons proposé d'administrer 4 listes de 20 phrases (on parle aussi de 4 « doubles-listes ») dans les conditions suivantes :

- 2 premières listes en CL, considérées comme listes d'« entraînement » ;
- puis 2 listes en sélectionnant aléatoirement la 3^{ème} soit au casque, soit en CL, et la 4^{ème} avec la condition non testée en 3^{ème} liste.

La condition au casque en monaural était faite du côté ayant la meilleure PTM (voix et bruit envoyés de ce côté), comme dans l'étude Jansen et al.⁸. Le protocole est illustré sur la **Figure 2**.

Figure 2. Conditions d'administration des 4 listes de 20 phrases utilisées dans notre protocole.



3. RÉSULTATS

3.1. DESCRIPTION DE L'ÉCHANTILLON ÉTUDIÉ

Les sujets ont été recrutés parmi les collègues, amis et connaissances de l'étudiante. Ainsi, 32 femmes et 12 hommes ont été informés de l'étude et ont accepté d'y participer. Leurs résultats en tonale et vocale au casque sont rassemblés dans le Tableau 1.

3.2. EFFET DE L'ORDRE DE PASSATION CL/CASQUE

Nous avons contrôlé le facteur « ordre » de passation entre les 3^{ème} et 4^{ème} listes, qui

étaient effectuées au casque ou en CL, avec un tirage aléatoire de l'ordre de passation. Ainsi, 21 sujets ont fait la 3^{ème} liste en CL puis la 4^{ème} liste au casque, et 23 sujets ont fait ces deux listes dans l'ordre inverse.

Afin d'examiner l'effet d'ordre sur les SIB50 au casque, nous comparons les SIB50 dans cette condition en fonction de la variable binaire « Ordre », qui peut prendre les deux modalités : « CL/CA » ou « CA/CL ». Comme il y a moins de 30 sujets dans chacun des 2 groupes ainsi constitués, nous devons d'abord étudier la normalité de la distribution des SIB50 CA. Le test de Shapiro-Wilk donne une p-value supérieure à 0,05 pour les deux distributions SIB50_CA, donc nous pouvons

Tableau 1. Statistiques descriptives de la population normo-entendante étudiée. PTM = Perte Tonale Moyenne. OG = Oreille Gauche, OD = Oreille Droite. SRT = Seuil d'intelligibilité à 50% dans le silence (Listes cochléaires de Lafon). L'âge est exprimé en années, et les PTM et SRT sont exprimés en dB HL.

	Age	PTM_OD	PTM_OG	SRT OD	SRT OG
Médiane	22.0	8.2	7.5	17.9	16.3
Moyenne	23.6	7.9	7.1	18.9	17.9
IC supérieur de la moyenne 95%	24.6	9.0	8.2	21.3	20.2
IC inférieur de la moyenne 95%	22.5	6.7	6.0	16.6	15.5
Écart type	3.5	3.7	3.7	7.8	7.8

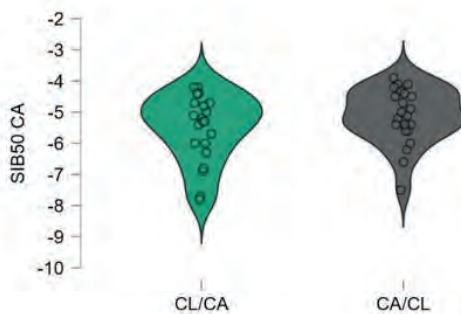
MÉTIER ET TECHNIQUE

NORME DU TEST FRAMATRIX

effectuer un t-test pour comparer les deux ordres. La p-value du t-test est de 0,2, donc $>> 0,05$. Nous en concluons qu'il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les moyennes de SIB50 au casque en fonction de l'ordre d'administration : casque ou CL.

Tableau 2. Statistiques descriptives des SIB50 en CL et au Casque, en fonction de l'ordre d'administration : soit CL pour la 3^{ème} liste et au casque pour la 4^{ème} (CL/CA), soit l'inverse (CA/CL).

	SIB50 CL		SIB50 CA	
	CL/CA	CA/CL	CL/CA	CA/CL
Valide	21	23	21	23
Médiane	-5.1	-5.0	-5.3	-5.1
Moyenne	-5.4	-4.9	-5.5	-5.1
IC supérieur de la moyenne 95%	-4.8	-4.4	-5.0	-4.8
IC inférieur de la moyenne 95%	-6.0	-5.4	-6.0	-5.5
Écart type	1.4	1.1	1.1	0.9
Minimum	-8.5	-7.3	-7.8	-7.5
Maximum	-3.5	-2.7	-4.2	-3.9



Test de Normalité (Shapiro-Wilk)

		W	p
SIB50 CA	CL/CA	0.917	0.075
	CA/CL	0.942	0.195

		t	ddl	p
SIB50 CA		-1.299	42	0.201

Note. Test t de Student.

Figure 3. Violin plots montrant l'étendue des valeurs de SIB50 au casque, pour les deux ordres de passage possibles. Test de Normalité et résultat du T-test de comparaison de moyennes des SIB50 selon l'ordre d'administration CL/CA ou CA/CL.

Le Groupe Boët **dimensionne, conçoit, fabrique et installe** des salles de tests insonorisées répondant aux objectifs acoustiques et architecturaux des centres auditifs.

BOËT STOPSON
MÉDICAL

NUMÉRO 1 FRANÇAIS DANS LA MAÎTRISE DU CONFORT ACOUSTIQUE EN MILIEU MÉDICAL



Scannez ce QR code afin d'accéder à notre site internet et retrouvez l'ensemble de nos produits.

NOS PRODUITS & SOLUTIONS

01

BLOCS PORTES ACOUSTIQUES
Hautes Performances

02

PANNEAUX & REVÊTEMENTS ABSORBANTS
Standards ou Sur-mesure

03

CHASSIS VITRES ACOUSTIQUES
Hautes Performances

04

CABINES AUDIOMETRIQUES
Standards ou Sur-mesure



Nous contacter

23 rue d'Amsterdam, 59200 Tourcoing
03 20 05 88 88

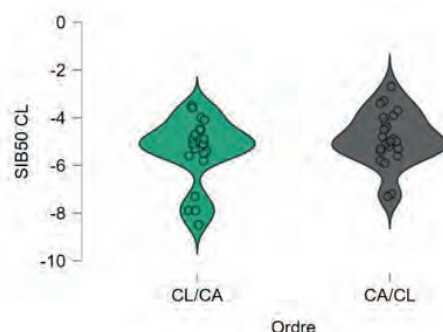
www.groupe-boet.com
contact@boet-stopson.com



Medical
EXPO

Vous recherchez un partenaire pour vous accompagner dans la mise en œuvre d'un traitement acoustique efficace et certifié ?

Figure 4. Violin plots montrant l'étendue des valeurs de SIB50 au casque, pour les deux ordres de passation possibles. Test de Normalité et résultat du test de Mann-Whitney de comparaison des « rangs » de SIB50 selon l'ordre d'administration CL/CA ou CA/CL.



Test de Normalité (Shapiro-Wilk) ▼			
		W	p
SIB50 CL	CL/CA	0.886	0.019
	CA/CL	0.968	0.645
		U	ddl
SIB50 CL		197.000	
			0.301

Note: Test U Mann-Whitney.

De même, pour l'effet d'ordre sur les SIB50 en CL : le test de Shapiro-Wilk donne une p-value inférieure à 0,05 pour la distribution des SIB50_CL pour l'ordre CL/CA, donc nous devons effectuer un test non paramétrique pour comparer les SIB50_CL entre les deux ordres. La p-value donnée par le test de Mann-Whitney est de 0,3 ; on considère donc que les SIB50 en CL ne sont pas impactés par l'ordre de passation.

En conclusion, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les moyennes des SIB50 au casque selon qu'il s'agit de la 3^{ème} ou la 4^{ème} liste, et il n'y a pas de différence de médianes de SIB50 en fonction de l'ordre. Nous pouvons donc nous affranchir de l'information d'ordre de passage CL/CA entre la 3^{ème} et la 4^{ème} liste, et « mélanger » tous les résultats de SIB50 en CL et tous les SIB50 au casque. Dans la suite nous parlons donc de SIB_CL et de SIB50_CA sans mention de l'ordre (3^{ème} ou 4^{ème} liste).

3.3. REPRODUCTIBILITÉ ET EFFET D'ENTRAÎNEMENT

Nous présentons dans le **Tableau 3** les statistiques descriptives sur les valeurs de SIB50 pour les 4 listes : 2 listes d'entraînement puis les listes en CL et au casque..

Nous allons commenter plus en détail l'évolution des SIB50 au cours des listes, mais nous pouvons déjà remarquer que les valeurs médianes et moyennes se stabilisent dès la 2^{ème} liste, avec des différences entre la 2^{ème} et la 3^{ème} liste de 0,2 à 0,3 dB. Entre les moyennes et les médianes des listes CL et Casque, la différence est de 0,2 dB. Il faut aussi remarquer que l'étendue des valeurs possibles, alors qu'il s'agit de 44 normo-entendants, reste importante, puisque le minimum atteint est de -8,5 dB en CL et de -7,8 dB au casque, et que le maximum est de -2,7 dB en CL et de -3,9 dB au casque. Ces évolutions individuelles sont illustrées par le schéma A de la **Figure 5**.

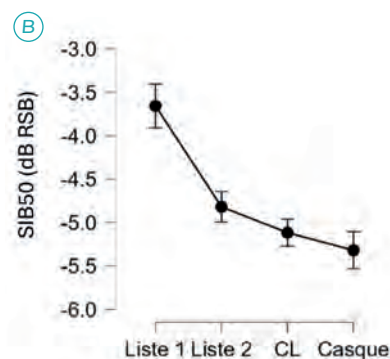
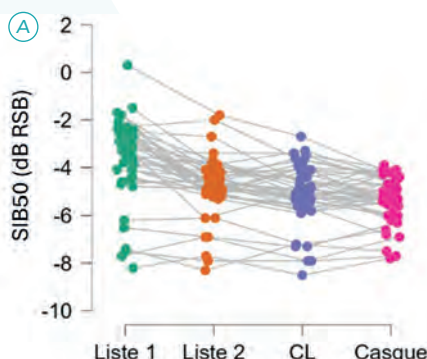
Cela montre, et ce n'est pas nouveau lorsque l'on s'intéresse au sujet, que définir une « norme » reste un problème mal posé, et qu'il faut plutôt parler de référence, tant la variabilité est importante chez le normo-entendant.

Pour donner une valeur statistique à l'évolution des SIB50 moyens à travers les listes, nous effectuons une ANOVA à un facteur répété : le numéro de liste. Comme le nombre de sujets est supérieur à 30 pour chaque liste,

	SIB50 (1)	SIB50 (2)	SIB50 CL	SIB50 CA
Médiane	-3.3	-4.8	-5.0	-5.2
Moyenne	-3.7	-4.8	-5.1	-5.3
IC supérieur de la moyenne 95%	-3.1	-4.4	-4.7	-5.0
IC inférieur de la moyenne 95%	-4.2	-5.2	-5.5	-5.6
Écart type	1.7	1.3	1.3	1.0
Minimum	-8.2	-8.3	-8.5	-7.8
Maximum	0.3	-1.8	-2.7	-3.9

Tableau 3. Statistiques descriptives des SIB50 pour les 4 listes.

Figure 5. A. Valeurs individuelles des SIB50 pour les 4 listes. B. Moyennes et Intervalles de confiance à 95% autour de la moyenne pour les 4 listes (CL : Champ Libre).



nous pouvons faire une ANOVA paramétrique sans vérifier de condition particulière sur la distribution des données.

La p-value associée est $< 0,001$; il existe donc au moins deux moyennes de SIB50 statistiquement différentes. Pour examiner chaque paire, nous réalisons un test post-hoc (Bonferroni), dont le résultat est présenté dans le tableau **Tableau 4**.

Au seuil de 5%, toutes les différences de moyennes de SIB50 prises deux à deux sont statistiquement significatives, sauf pour la paire Casque/Champ libre, qui donne une p-value corrigée (p_{Holm}) de 0,1. Il nous semble important de commenter les différences de moyennes obtenues : il se passe vraisemblablement « quelque chose » entre la liste 1 et la liste 2, puisque le SIB50 moyen s'améliore de 1,2 dB, ce qui peut représenter une différence cliniquement significative. Entre la liste 2 et la liste en CL, la différence de moyenne de SIB50 est de 0,3, ce qui n'a pas, selon nous, de sens clinique. Entre la liste 2 et la liste CA, il existe une différence moyenne de 0,5 dB, ce qui nous paraît toujours faible cliniquement. Enfin, entre la liste CL et la liste CA, il n'y a pas de différence statistiquement significative.

Comparaison avec les résultats de Jansen et al.⁸

Ces résultats sont cohérents avec ceux de Jansen et al., qui montrent une amélioration statistiquement significative du SIB50 d'environ 1 dB entre la 1^{ère} et la 2^{ème} liste, puis une autre amélioration statistiquement significative du SIB50 d'environ 0,4 dB entre la 2^{ème} et la 3^{ème} liste.

3.4. COMPARAISON DES SIB50 EN CHAMP LIBRE ET AU CASQUE EN MONAURAL

Nous nous intéressons maintenant aux deux SIB50 : CL et CA. Nous avons extrait du Tableau 3 les moyennes, IC95% autour de la moyenne, et les médianes (44 sujets).

PREMIÈRE CONSTATATION : LA NORME EN CL EST ÉGALE À LA NORME AU CASQUE MONAURAL

Il est remarquable de constater que les valeurs moyennes au casque et en CL sont très proches : différence de 0,2 dB, non statistiquement significative, ni cliniquement pertinente. La même différence de 0,2 dB existe entre les médianes des SIB50 dans les deux conditions.

Les intervalles de confiance à 95% autour de la moyenne reflètent une faible variabilité des données autour de la moyenne, et fournissent donc un encadrement très utile en pratique. Nous reviendrons sur l'importance de donner un encadrement à la valeur moyenne dans la discussion.

		Différence moyenne	ES	t	Pholm
Liste 1	Liste 2	1.2	0.2	7.5	< .001
	CL	1.5	0.1	10.4	< .001
	Casque	1.7	0.2	9.1	< .001
Liste 2	CL	0.3	0.1	2.6	2.6×10^{-2}
	Casque	0.5	0.1	4.1	< .001
CL	Casque	0.2	0.1	1.6	0.1

Note. Valeur p ajustée pour comparer une famille de 6

Comparaison avec les résultats de Jansen et al.⁸

Aucun des intervalles de confiance du **Tableau 5** ne contient la valeur -6 couramment utilisée comme norme. Pour la condition « casque », même transducteur que dans l'étude de Jansen⁸, nous trouvons une valeur moyenne de -5,3, a priori « différente » de la valeur de -6 (différence de 0,7 dB). Afin de les comparer statistiquement, nous effectuons un T-test de comparaison à une valeur de référence, qui donne un résultat « statistiquement significatif » ($p < 0,001$). Pour la condition CL, nous trouvons une différence encore plus statistiquement significative, avec un écart de 0,9 dB RSB, ce qui nous semble non négligeable en clinique (voir la partie 4). Nous concluons donc que la norme issue de l'étude de Jansen⁸ et celle issue de notre étude sont statistiquement différentes. L'interprétation clinique sera plus largement discutée dans la partie 4.

Tableau 4. Tests Post-Hoc (Bonferroni) pour étudier les différences de SIB50 (dB RSB) moyen pour chaque paire de listes. Toutes les différences sont statistiquement significatives au seuil de 5%, à l'exception de la paire CL/Casque.

Condition	Valeur moyenne	IC95% autour de la moyenne	Valeur médiane
Champ libre	-5,1	[-5,5 ; -4,7]	-5
Casque (monaural)	-5,3	[-5,6 ; -5]	-5,2

3.5. ÉTUDE DE LA NORME ÉTABLIE EN CHAMP LIBRE

EFFET DE LA CABINE SUR LE SIB50 EN CL

Comme les tests ont été réalisés dans 4 cabines, il convient d'étudier un potentiel biais introduit par le fait qu'il n'y a pas qu'une cabine. Nous reprenons les valeurs de SIB50 CL en les catégorisant selon la variable « Cabine ». Les valeurs sont rassemblées dans le **Tableau 6**.

Afin d'étudier l'effet « cabine », nous réalisons une ANOVA non paramétrique à 1 facteur qui comporte 4 modalités : cab 1, cab 2, cab 3 et cab 4. Il y a en effet beaucoup moins de 30 sujets dans chaque cabine, donc évaluer la normalité des distributions des SIB50 a peu de sens.

Le test de Kruskal-Wallis donne une p-value de 0,28, donc largement supérieure à 0,05. On peut donc considérer qu'il n'y a pas d'effet de la cabine sur le SIB50 en CL, et que la norme établie pour le SIB50 en CL peut être comprise au sens d'une seule cabine.

Tableau 5. Moyenne, IC95% autour de la moyenne et médiane des SIB50 en dB RSB pour les listes en CL et au casque.

MÉTIER ET TECHNIQUE

NORME DU TEST FRAMATRIX

	SIB50 CL			
	Cab 1	Cab 2	Cab 3	Cab 4
Valide	10	10	14	10
Médiane	-4.7	-5.3	-4.9	-5.2
Moyenne	-4.7	-5.3	-4.9	-5.7
IC supérieur de la moyenne 95%	-3.7	-4.2	-4.4	-4.8
IC inférieur de la moyenne 95%	-5.6	-6.4	-5.4	-6.6
Écart type	1.4	1.5	0.9	1.3
Minimum	-7.3	-7.9	-7.2	-8.5
Maximum	-2.7	-3.5	-3.4	-4.5

Tableau 6. Statistiques descriptives des SIB50 CL (dB RSB) en fonction des 4 cabines de test.

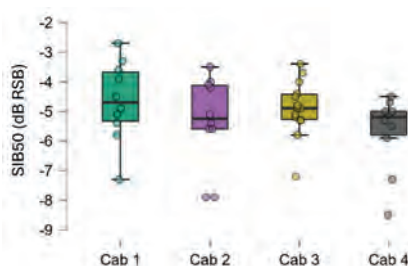


Figure 6. Boîtes à moustaches des SIB50 en CL catégorisés par le numéro de cabine.

Nous remarquons que dans chaque cabine, sur un petit nombre de sujets, il y a toujours un voire 2 sujets qui surperforment (SIB50 entre -7,2 et -8,5 dB). Nous n'avons pas trouvé d'explication à ces surperformances, dont les valeurs se rapprochent davantage des références établies

pour le FraMatrix en CL en bruit diffus (voir Bestel et al³).

4. DISCUSSION

La population que nous avons étudiée comporte 44 normo-entendants, soit plus de 2 fois plus de sujets que dans l'étude de Jansen⁸. De plus, notre échantillon a été testé dans des conditions de passation conformes à la pratique courante de l'audioprothésiste, ce qui n'est pas le cas de l'étude de Jansen⁸. En CL, nous obtenons un SIB50 moyen de -5,1 dB et un IC95% autour de la moyenne de [-5,5 ; -4,7] dB, et une médiane de -5 dB. L'étude de Jansen⁸ conduit à un SIB50 moyen de -6 dB et un IC95% autour de la moyenne de [-6,28 ; -5,72] dB (médiane non mentionnée dans l'article de Jansen⁸).

En moyenne (et en médiane), nos sujets ont une moins bonne performance que dans l'étude de Jansen⁸. Avec un bruit à 65 dB SPL, la population de Jansen⁸ comprend 50% des mots à une intensité de 59 dB SPL, alors que notre population comprend 50% des mots à une intensité de 59,9 dB SPL. Nous avons vu que cette différence est statistiquement significative.

Quels facteurs peuvent être à l'origine de cette différence ?

4.1. ÉCART DE CALIBRATION

Cette différence pourrait être due à une calibration légèrement différente entre le transducteur utilisé dans l'étude de Jansen⁸ et les transducteurs de nos différentes cabines, puisqu'il est impossible d'obtenir une calibration au dB près (voir¹² et¹³).

Cette possibilité peut surprendre au premier abord, car un écart de calibration impliquerait autant le signal de parole que celui du bruit, préservant ainsi le RSB. Donc, même avec un léger décalage dû à la calibration, le SIB50 devrait être le même dans les deux études. Cependant, le RSB n'est pas la seule métrique qui influence le score au FraMatrix. Pour un RSB donné, les performances dans le bruit peuvent différer en fonction de l'intensité du signal et du bruit. Ce ne sont pas les mêmes fibres du nerf auditif qui sont stimulées

en fonction de l'intensité⁷, ce qui pourrait affecter les résultats exprimés en RSB. De plus, l'audibilité a un grand rôle à jouer dans le score final puisque le FraMatrix à niveau de bruit fixe implique que le niveau de parole varie pour modifier le RSB. Prenons l'exemple d'un patient fictif avec une surdité plate à 40 dB HL. Si le bruit est fixé à 65 dB SPL, ce patient pourrait avoir un SIB50 de 0 dB RSB. En revanche, il lui serait probablement impossible d'avoir un SIB50 à 0 dB RSB si le niveau du bruit était fixé à 50 dB SPL, puisqu'il ne pourrait même pas percevoir le signal de parole à 50 dB SPL. Dans notre problématique, on pourrait se dire que ce facteur d'audibilité n'entre pas en compte concernant les valeurs de SIB50 récoltées (dans l'étude de Jansen⁸ et notre étude) puisque l'intensité de la parole, autour de 60 dB SPL est de toute façon bien au-dessus des seuils d'audition des populations normoentendantes testées. Cependant, il se pourrait que certains indices acoustiques des signaux de parole, par exemple certaines harmoniques aiguës, ne soient détectables que proches des seuils d'audition de nos patients.

4.2. LES DIFFÉRENCES DE PROTOCOLE ENTRE L'ÉTUDE DE JANSEN⁸ ET NOTRE ÉTUDE

Rappelons les deux principales différences entre les conditions de passation utilisées pour établir la norme dans l'étude de Jansen⁸ et celles utilisées dans la pratique courante de l'audioprothésiste :

- 1/ Administration au casque chez Jansen⁸, tandis que l'audioprothésiste préfère une administration en CL (100% des audioprothésistes interrogés via notre questionnaire confirment cette pratique).
- 2/ Norme établie après 40 listes chez Jansen⁸, tandis que l'audioprothésiste retient en général le score obtenu après la passation de 3 doubles listes.

En comparant nos résultats de SIB50 au casque monaural sur l'oreille avec la meilleure audibilité avec ceux en CL, nous n'observons pas de différence statistiquement significative : moyenne de -5,3 dB au casque (médiane de -5,2 dB) vs moyenne de -5,1 dB en CL (médiane de -5 dB). Il ne semble donc pas que le transducteur utilisé pour établir notre référence (haut-parleur) soit à l'origine du moins bon score de SIB50 comparé à celui de Jansen⁸. De plus, s'il devait y avoir un tel effet, on l'aurait attendu dans l'autre sens : passer d'une stimulation d'AVB monaurale à une stimulation binaurale devrait permettre le démasquage binaural, censé améliorer la compréhension dans le bruit⁵.

La différence entre le nombre de listes utilisées chez Jansen⁸ et dans notre étude pourrait expliquer l'écart constaté entre les deux normes. En effet, les participants de l'étude de Jansen⁸ sont bien plus entraînés que les

nôtres (passation de 40 listes vs 6 à 8 dans notre étude). Rappelons que l'étude de Jansen ⁸ a dans un premier temps évalué l'effet d'entraînement en faisant passer 6 doubles listes aux sujets. Ne trouvant plus d'évolution significative du score entre la 3^{ème} double liste et la 6^{ème} double liste, les auteurs concluent que l'effet d'apprentissage s'arrête après la passation de la 3^{ème} double liste (voir la **Figure 1**). Cependant, cela ne montre pas forcément que cet effet d'apprentissage n'est plus présent pour les 28 listes qui suivirent pour établir la norme. De plus, rappelons que FraMatrix est composé de 28 listes prédéfinies. Dans l'étude de Jansen ⁸, lors de la passation des 28 listes aux 4 RSB fixes pour tracer la courbe psychométrique (voir notre détail dans l'introduction), les participants ont forcément retrouvé certaines listes de phrases déjà utilisées lors de la première phase de test. On peut donc légitimement se poser la question de la suppléance mentale tant ces sujets ont entendu de phrases.

Il nous paraît plus pertinent de comparer notre norme à la valeur trouvée dans l'étude de Jansen ⁸ pour la 3^{ème} double liste, lors de leur première phase de test visant à mesurer la reproductibilité (**Figure 1**). On remarque que cette valeur est aux alentours de -5,4 dB, ce qui se rapproche davantage de notre norme, et est plus cohérent avec le fait qu'un effet d'apprentissage soit à

l'origine des meilleurs résultats chez Jansen ⁸.

En résumé, on ne peut pas exclure la possibilité que la différence statistiquement significative entre la norme de Jansen ⁸ et notre norme soit due à un écart de calibration. Plus probablement, elle peut être due à un entraînement différent de nos deux populations.

4.3. PERTINENCE CLINIQUE DE NOTRE NOUVELLE RÉFÉRENCE

Cet article conduit à l'adoption d'une nouvelle valeur pour la norme du FraMatrix : -5,1 dB RSB, en CL (HP unique délivrant voix et bruit en face du sujet). Cela représente un écart de 0,9 dB par rapport à la valeur de -6 dB utilisée par tous. Nous avons montré que cet écart est statistiquement significatif. On rappelle au lecteur intéressé qu'une différence peut être statistiquement significative pour plusieurs raisons :

- la valeur de la différence est effectivement « grande » ; c'est ce que nous discutons ci-après,
- le nombre de sujets est « grand » (ici nous avons 44 sujets, donc plus de 30),
- les valeurs de la série sont peu dispersées (c'est le cas, comme en attestent les intervalles de confiance autour de la moyenne),



Solution d'audiométrie digitale

Analyse Spectrale

Vocale dans le bruit

Correction en fréquence

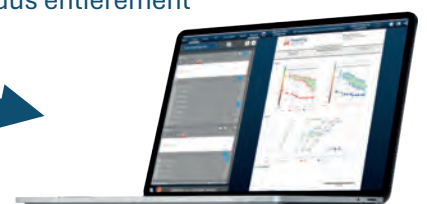
Masquage Automatique

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



Contactez-nous !

CETTE ÉTUDE EST NÉE D'UN QUESTIONNEMENT SUR LA VALIDITÉ DE LA NORME AU FRAMATRIX UTILISÉE PAR TOUS QUE CE SOIT COMME RÉFÉRENCE DANS DES ARTICLES SCIENTIFIQUES, DANS L'AFFICHAGE DES AUDIOMÈTRES PROPOSANT LE TEST FRAMATRIX, OU ENCORE POUR STATUER SUR UNE DÉGRADATION UNIQUEMENT DANS LE BRUIT SELON LE CRITÈRE N°3 DU DÉCRET 2018.

Au-delà d'une significativité statistique, en tant que professionnels de l'audition et de l'appareillage, nous devons questionner l'interprétation clinique d'une telle différence. Pour ce faire, nous n'avons qu'un argument : la transposition de dB RSB en pourcentage de compréhension. Il existe peu de valeurs rapportées dans la littérature sur la pente au SIB50 chez le normo-entendant. Pour FraMatrix, elle est de 14%/dB⁸. Ainsi, une augmentation du SIB50 de 1 dB se traduit par une diminution du score d'intelligibilité à ce RSB de 14%. Pour la VRB, la pente est même plus importante, puisqu'elle vaut 19,3 %/dB^{6,9}. La différence de 0,9 dB établie entre notre norme et celle de

Jansen⁸ nous pousse donc à dire qu'elle est cliniquement significative : les NE sont en moyenne moins bons de $0,9 \times 14 = 12,9\%$, ce qui nous semble cliniquement non négligeable pour un score de compréhension.

La valeur de 14%/dB a certes été relevée dans l'étude de Jansen⁸, dont nous questionnons les conditions de test, mais nous avons retrouvé une valeur très proche dans le mémoire d'audioprothèse de Nolwenn Bedfert², également réalisé sous la direction du comité scientifique d'Audilab. Le résultat rapporté est une pente de 13,2%/dB (écart-type de 2,7 %/dB), chez 56 sujets normo-entendants. ■

5. CONCLUSION

Cette étude est née d'un questionnement sur la validité de la norme au FraMatrix utilisée par tous, que ce soit comme référence dans des articles scientifiques, dans l'affichage des audiomètres proposant le test FraMatrix, ou encore pour statuer sur une dégradation uniquement dans le bruit selon le critère n°3 du décret 2018. Une lecture attentive de l'article de Jansen et al.⁸ révèle que la norme a été établie dans des conditions qui ne sont pas celles de l'audioprothésiste, qu'il s'agisse du nombre de listes ou du transducteur. Notre étude, menée chez 44 sujets normo-entendants, nous conduit à des résultats légèrement différents, que nous rassemblons ci-dessous :

- Il n'y a pas de différence (statistique et clinique) entre les valeurs moyennes de SIB50 entre le casque monaural ou le champ libre (mono-HP au plafond), et elles valent respectivement :
 - Casque monaural : -5,3 dB RSB
 - CL SONO : -5,1 dB RSB
- Il n'y a pas de différence (statistique et clinique) entre les valeurs médianes de SIB50 entre le casque monaural ou le champ libre (mono-HP au plafond), et elles valent respectivement :
 - Casque monaural : -5,2 dB RSB
 - CL SONO : -5 dB RSB
- En CL SONO, la valeur actuellement utilisée de -6 dB RSB doit donc être remplacée par -5,1 dB RSB (moyenne) ou -5,3 dB RSB (médiane)
- Pour statuer sur une différence de 3 dB RSB par rapport à la « norme », il est important d'accepter une tolérance. Ainsi, nous recommandons d'utiliser comme valeur de référence la moyenne accompagnée de l'intervalle de confiance à 95% calculé sur 44 sujets : [-5,5 ; -4,7] dB RSB, en CL SONO.
- En toute rigueur, l'indication n°3 du décret 2018 portant sur une oreille, la différence de 3 dB doit être comparée à la norme établie au casque monaural, avec l'intervalle de confiance à 95% calculé sur 44 sujets : [-5,6 ; -5] dB RSB.

RÉFÉRENCES

1. de Baglion de la Dufferie J. Scores au Framatrix chez le normo-entendant : comparaison entre le champ libre et le casque. Ecole de Fougères. Oct. 2024
2. Bedfert N. Normalisation des listes fermées au test Framatrix. Mémoire d'audioprothèse, Ecole de Fougères. Oct. 2024
3. Bestel J, Legris E, Rembaud F, Mom T, Galvin JJ 3rd. Speech understanding in diffuse steady noise in typically hearing and hard of hearing listeners. *PLoS One*. 2022 Sep 14;17(9):e0274435. doi: 10.1371/journal.pone.0274435. PMID: 36103551; PMCID: PMC9473430.
4. Bestel J, Pressnitzer D, Robier M, Rembaud F, Renard C, Leclercq F, Vincent C. Reference Data for a Quick Speech-in-Noise Hearing Test in the French Language. *Audiol Neurotol*. 2024;29(5):382-397. doi: 10.1159/000537768. Epub 2024 Mar 18. PMID: 38498993; PMCID: PMC11446326.
5. Culling J.F., Lavandier M. 2021. Binaural unmasking and spatial release from masking. *Springer Nature*. 73, 209 – 241.
6. Decambon M, Leclercq F, Renard C, Vincent C. Audiométrie vocale dans le bruit : valeurs normales par classe d'âge. *Annales françaises d'Oto-rhinolaryngologie et de Pathologie Cervico-faciale*. avr 2022;139(2):63 6.
7. Heil P., Peterson A.J. 2015. Basic response properties of auditory nerve fibers: a review. *Cell and Tissue Research*. 361, 129 – 158.
8. Jansen S, Luts H, Wagener K.C, Kollmeier B, Del Rio M et al 2012. Comparison of three types of French speech-in-noise tests: A multi-center study. *Int J Audiol*, 51, 164–173.
9. Joly CA, Reynard P, Mezzi K, Bakhos D, Bergeron F, Bonnard D, Borel S, Bouccara D et al., Guidelines of the French Society of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery (SFORL) and the French Society of Audiology (SFA) for Speech-in-Noise Testing in Adults. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 2022 Jan;139(1):21-27. doi: 10.1016/j.janorl.2021.05.005. Epub 2021 Jun 14. PMID: 34140263.
10. Kollmeier B, Warzybok A, Hochmuth S, Zokoll MA, Uslar V, Brand T, et al. The multilingual matrix test: Principles, applications, and comparison across languages: A review. *Int J Audiol*. 2015;54 Suppl 2:3 16.
11. Wagener K.C., Josvassen J.L. & Ardenkjar R. 2003. Design, optimization and evaluation of a Danish sentence test in noise. *Int J Audiol*, 42, 10–17.
12. Acoustique – Méthodes d'essais audiométriques – Partie 1 : audiométrie à sons purs en conduction aérienne et en conduction osseuse <https://www.boutique.afnor.org/fr-fr/norme/nf-en-iso-82531/acoustique-methodes-dessais-audiometriques-partie-1-audiometrie-a-sons-purs/fa148362/36856>
13. Acoustique – Méthodes d'essais audiométriques – Partie 2 : audiométrie en champ acoustique avec des sons purs et des bruits à bande étroite comme signaux d'essai <https://www.boutique.afnor.org/fr-fr/norme/nf-en-iso-82532/acoustique-methodes-dessais-audiometriques-partie-2-audiometrie-en-champ-ac/fa160086/34957>
14. Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale – Légifrance. [<https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000037615111>] (<https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000037615111>)

Famille Céru, leur ouïe est « inouïe »

GAMME COMPLÈTE DE GOUTTES AURICULAIRES



Céruspray™ : Dispositif médical de classe IIa, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité LNE/G-MED (0459). Fabricant : Laboratoire Chauvin – France. Lire attentivement la notice. Cérubaby™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : East Midlands Pharma Ltd – UK. Lire attentivement la notice. Cérudrop+™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : East Midlands Pharma Ltd – UK. Lire attentivement la notice. Cérucalm™ : Dispositif médical de classe IIa, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité Eurofins Product Testing Italy (0477). Fabricant : D.M.G. Italia srl – Italie. Lire attentivement la notice. Cérualgie™ : Dispositif médical de classe III, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE délivré par l'organisme habilité Polish Centre for testing and certification (1434). Fabricant : EmergoPharm Sp. Z o.o. Sp.K. – Pologne. Lire attentivement la notice. Céruprotect™ : Dispositif médical de classe I, produit de santé réglementé qui porte à ce titre le marquage CE. Fabricant : EmergoPharm Sp. Z o.o. Sp.K. – Pologne. Lire attentivement la notice. ©Shutterstock.com 2024. Date d'élaboration juin 2024.

Laboratoire Chauvin SAS au capital de 3 030 060 €, immatriculée au RCS de Montpellier sous le n° 321 748 063 dont le siège est sis 416, rue Samuel Morse CS 99535 - 34961 Montpellier.

BAUSCH + LOMB
LABORATOIRE CHAUVIN

INDÉPENDANTS ET FIERES DE L'ÊTRE ?

Chez Phonème, vous restez maître à bord !

- + **Liberté** de vos choix fournisseurs
- + **Tarifs négociés avantageux**
- + Partage de connaissances avec des collègues **experts, disponibles, passionnés, exigeants, bienveillants**
- + Panel de **services, coaching et accompagnement**
- + Concept unique de **Jardin Sensoriel**



Envie d'en savoir plus ?

phoneme-audio.fr

contact@phoneme-audio.fr

phonème
AUDIOPROTHÉSISTE

ANTOINE BOURGEOIS



CO-RESPONSABLE
DU PÔLE-IMPLANTS
AUDIKA

DE L'INTÉRÊT DE LA BIMODALITÉ

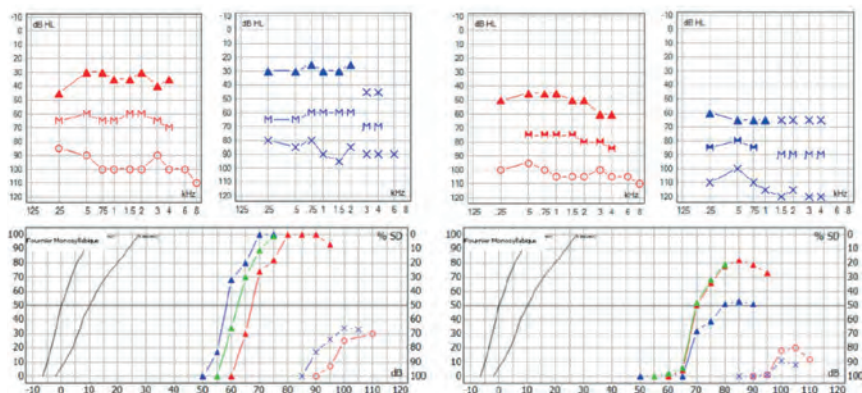
Mme MM, 38 ans, présente une surdité de perception congénitale à cytomégalovirus (CMV). Une évolution lente et progressive se met en place pour atteindre une surdité sévère à profonde (CPT = 97.2%) qui se stabilise dans le temps. Elle bénéficie d'une prise en charge optimisée tant sur le plan prothétique, que sur le plan orthophonique (**Figure 1**). Sa communication orale est efficace, elle dispose d'une excellente lecture labiale, la mise en place d'un code LPC et une bonne suppléance mentale lui permettent de poursuivre une scolarité exemplaire. Ses seuils audiométriques liminaires sont stables entre 12 et 34 ans. L'oreille droite présente une surdité plus importante, l'oreille gauche est meilleure mais des zones mortes cochléaires (ZMC) existent à partir de 3Khz.

	Oreille droite	Oreille gauche
Cause surdité	Congénitale, évolutive	Congénitale, évolutive
Appareillage	Resound Enzo UP	Resound Enzo UP
Durée privation	Surdité profonde depuis 15 ans, CPT-AMA 97.2%	
Imagerie	ras	ras
VNG/VHIT	Normal	Aréflexie vestibulaire
Bilan orthophonique		
Très favorable, bonne indication, communication orale depuis toujours		
Bilan psychologique/psychomoteur		
Se sent très isolée, très motivée à l'idée d'entendre mieux, prête		
Remarques		
Proposer IC sur oreille sourde, garder les restes auditifs, bimodalité+		

Figure 1.

Sur le plan prothétique, elle est équipée de deux contours d'oreille BTE Ultra Power, avec un gain proche de 83dB et un niveau de sortie au-delà de 141dB SPL. Le gain prothétique est contrôlé de manière régulière, quelques ajustements de réglages sont réalisés au fil du temps et des progrès technologiques induits par ses renouvellements réguliers.

Figures 2 et 3.



Il est intéressant de constater que le gain prothétique tonal est optimisé, mais que l'on retrouve également une mauvaise fusion de sa stéréophonie en audiométrie vocale (liste monosyllabique Fournier). Le seuil prothétique SRT sur OG indique 48.1 dB, alors que le seuil prothétique SRT sur ODG indique 52.1 dB. L'effet de sommation recherché n'existe pas pour cette patiente, pour qui toutes les modifications de réglages en ce sens ont induit un déséquilibre dans la perception sonore unilatérale, dans l'équilibre stéréophonique, et dans la localisation sonore (**Figure 2**).

EN 2021

Elle consulte le Centre Implant du CHU de Bordeaux pour un bilan d'informations à l'implant cochléaire qui peut s'avérer être une solution bénéfique pour elle. Elle se dit rassurée d'obtenir des informations fiables émanant de professionnels reconnus. Elle n'est pas prête à passer le cap de l'implantation mais est rassurée de constater les évolutions réalisées dans le domaine, notamment l'a-traumaticité des porte-électrodes.

EN 2023

A la suite d'une deuxième grossesse, elle présente une aggravation majeure de ses seuils d'audition (**Figure 3**) : elle perd 25dB sur l'audiogramme tonal G, ce qui induit une perte de SRT de 25dB sur OG (74.2dB) avec sa prothèse auditive G.

Logiquement, en lien avec cette privation maintenant profonde avec ZMC, la patiente déclenche des acouphènes invalidants latéralisés à G avec un THI de 80 démontrant un handicap invalidant (**Figure 4**), et des vertiges apparaissent (aréflexie vestibulaire G, mise en lumière par VNG lors du bilan info Implant 2021).

EN 2024

Le Centre Implant organise un staff au cours duquel tous les professionnels de l'Unité des

TINNITUS HANDICAP INVENTORY (THI)
Version française validée par Ghulyan-Bédikian et coll. (2010)*

ITEM	REPONSE	4	2	0
1F. A cause de votre acouphène, vous est-il difficile de vous concentrer ?	OUI PARFOIS NON			
2F. A cause de l'intensité de votre acouphène, vous est-il difficile d'entendre les personnes qui vous entourent ?	OUI PARFOIS NON			
3E. Votre acouphène vous rend-il colérique ?	OUI PARFOIS NON			
4E. Vous sentez-vous l'esprit confus(e) à cause de votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
5C. A cause de votre acouphène vous sentez-vous désespéré(e) ?	OUI PARFOIS NON			
6E. Vous plaignez-vous beaucoup de votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
7F. A cause de votre acouphène, avez-vous du mal à trouver le sommeil la nuit ?	OUI PARFOIS NON			
8C. Avez-vous le sentiment de ne pas pouvoir vous libérer de votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
9F. Votre acouphène interfère-t-il dans votre plaisir à pratiquer des activités sociales (aller au restaurant, au cinéma...)?	OUI PARFOIS NON			
10E. A cause de votre acouphène, vous sentez-vous frustré(e) ?	OUI PARFOIS NON			
11C. A cause de votre acouphène, avez-vous le sentiment d'être attentif(e) d'une maladie grave ?	OUI PARFOIS NON			
12F. A cause de votre acouphène vous est-il difficile de profiter pleinement de la vie ?	OUI PARFOIS NON			
13F. Votre acouphène interfère-t-il dans vos responsabilités au travail ou à la maison ?	OUI PARFOIS NON			
14E. Trouvez-vous que vous êtes souvent intolérant(e) à cause de votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
15F. A cause de votre acouphène, vous est-il difficile de lire ?	OUI PARFOIS NON			
16E. Êtes-vous contrarié(e) ou bouleversé(e) par votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
17E. Pensez-vous que votre problème d'acouphène a installé un stress dans vos relations avec les membres de votre famille et vos amis ?	OUI PARFOIS NON			
18F. Vous est-il difficile de vous concentrer sur autre chose que votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
19C. Pensez-vous ne pas avoir de contrôle sur votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
20F. A cause de votre acouphène, vous sentez-vous souvent fatigué(e) ?	OUI PARFOIS NON			
21E. A cause de votre acouphène, vous sentez-vous déprimé(e) ?	OUI PARFOIS NON			
22E. Votre acouphène vous rend-il amnésique ?	OUI PARFOIS NON			
23C. Pensez-vous ne plus pouvoir faire face à votre acouphène ?	OUI PARFOIS NON			
24F. Votre acouphène s'aggrave-t-il quand vous êtes stressé(e) ?	OUI PARFOIS NON			
25E. Votre acouphène vous donne-t-il un sentiment d'incertitude ?	OUI PARFOIS NON			
TOTAL		72	8	0

SCORE TOTAL (faites le total du nombre de points et comparez le résultat par rapport aux niveaux ci-dessous)

Niveau	Description
Niveau 1	Handicap léger (uniquement perceptible dans un environnement calme)
Niveau 2	Handicap modéré (habituellement couvert par des sons provenant de l'environnement et facilement oublié lors d'activités)
Niveau 3	Handicap moyen (gêne en présence d'un bruit de fond - les activités quotidiennes peuvent malgré tout être effectuées)
Niveau 4	Handicap lourd (presque toujours perceptible, il conduit au dérèglement des structures du sommeil et est susceptible de porter atteinte aux activités quotidiennes)
Niveau 5	Handicap invalidant (constamment perceptible, structures du sommeil dérangées, difficultés rencontrées pour toute activité)

F = sous-échelle fonctionnelle - E = sous-échelle émotionnelle - C = sous-échelle catastrophique :
score total : ... **28** ... **8** ... **0** ... **36** ...

THI = 80

* Propriétés psychométriques d'une version française du Tinnitus Handicap Inventory. Ghulyan-Bédikian M, Paoletti F, Gargallo d'Escales F, Paoletti L. L'Encephale (2010) 36:390-398

Figure 4.

Implants Cochléaires du CHU de Bordeaux sont présents ; il est convenu de statuer sur le côté à implanter, le modèle d'implant à proposer, et de la conduite à tenir concernant les acouphènes, les vertiges et l'adaptation future d'un appareillage bimodal. Un implant cochléaire Gauche est proposé à la patiente.

Le choix se porte sur un modèle d'implant Cochlear Cl622[®] (Figure 5) avec processeur externe Nucleus 8, elle utilise déjà une prothèse auditive conventionnelle Resound Enzo 3D avec tous les accessoires Bluetooth qui y sont attachés (téléphone MFI, TV Streamer, miniMic).

Très vite après l'implantation à gauche, sa moins bonne oreille, elle obtient tous les bénéfices attendus d'un implant cochléaire dans le cas d'une parfaite indication neurosensorielle. Le processeur Nucleus 8 est utilisé avec une fréquence de stimulation fixée à 500Hz, une

durée de pulse électrique de 100 microsecondes et un nombre d'électrodes maxima à 14/22. Elle continue de porter une prothèse auditive controlatérale qui apporte un bénéfice important.

Les deux dispositifs sont appariés par le service de réglage du Centre Implant, ce qui permet



Figure 5.

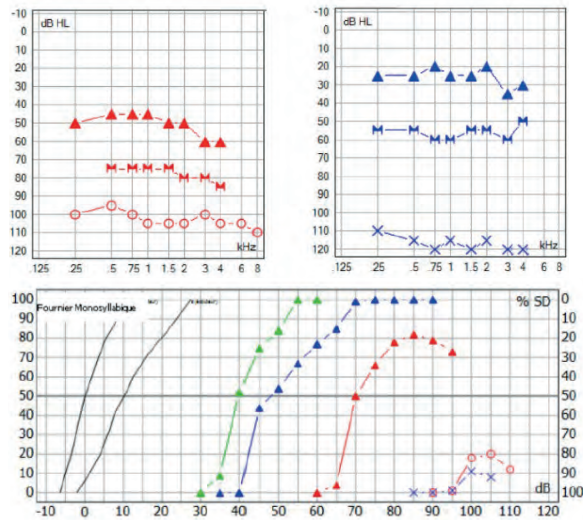


Figure 6.

immédiatement à la patiente de générer un streaming bilatéral et bimodal.

Ses performances en audiométrie vocale, listes Lafon dissyllabiques sont mesurées 12 mois post activation de l'implant cochléaire. Elle conserve un SRT prothétique OD stable (59.8dB), un SRT prothétique OG largement amélioré (39.1dB) et une fusion très favorable de son écoute binaurale puisqu'elle améliore de +10 points sa performance (SRT ODG = 29.5dB). (Figure 6)

Mme MM décrit une sonorité subjective binaurale plus naturelle, l'apport du gain acoustique dont elle bénéficie depuis l'enfance lui apporte la rondeur du son, pendant que l'implant cochléaire apporte un gain prothétique massif, mieux réparti sur la bande fréquentielle.²⁻³

Elle note une amélioration de l'intelligibilité dans le calme & bruit⁴ ainsi qu'une meilleure sommation de sonie limitant le head shadow-effect.⁵

Elle apprécie de pouvoir utiliser ses accessoires de streaming stéréo pour téléphone MFI, l'écoute de la musique, de la TV et de ses outils professionnels (visioconférences).

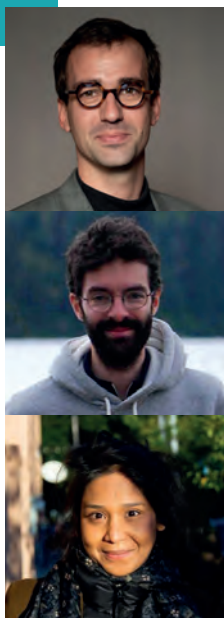
CONCLUSION

Une stimulation acoustique longue, depuis l'enfance jusqu'à l'âge adulte, a permis une stimulation centrale efficace et continue, qui a favorisé l'adaptation rapide et spectaculaire de l'implant cochléaire. L'implantation rapide post-aggravation des seuils liminaires en 2023 a permis d'éviter une préjudiciable réorganisation neuronale. La possibilité de continuer à utiliser une prothèse auditive controlatérale conventionnelle a aidé Mme MM dans l'utilisation de ses outils connectés. Elle bénéficie ainsi d'une qualité acoustique connue et stable, couplée à une stimulation électrique nouvelle, qui restaure deux formes d'informations temporelles, l'enveloppe et la structure fine. ■

RÉFÉRENCES

1. Aldè M, Binda S, Primache V, Pellegrinelli L, Pariani E, Pregliasco F, Di Bernardino F, Cantarella G, Ambrosetti U. Congenital Cytomegalovirus and Hearing Loss: The State of the Art. J Clin Med. 2023 Jul 3;12(13):4465. doi: 10.3390/jcm12134465. PMID: 37445500; PMCID: PMC10342520.
2. Gifford RH, Davis TJ, Sunderhaus LW, Driscoll CLW, Fiebig P, Micco A, Dorman MF. (2015). A within-subjects comparison of bimodal hearing, bilateral cochlear implantation, and bilateral cochlear implantation with bilateral hearing preservation: High-performing patients. Otol Neurotol. 36(8):1331-7. PMID: 26164443
3. Gifford RH, Dorman MF, Sheffield SW, Spahr AJ, Teece K, Olund AP. (2014). Availability of binaural cues for bilateral cochlear implant recipients and bimodal listeners with and without hearing preservation. Audiol Neurotol. 19(1):57-71. PMID: 24356514
4. Cullington and Zeng, Speech recognition with varying numbers and types of competing talkers by normal-hearing, cochlear-implant, and implant simulation subjects. J Acoust Soc Am. 2008 Jan;123(1):450-61.
5. Kokkinakis K, Pak N. Binaural advantages in users of bimodal and bilateral cochlear implant devices. J Acoust Soc Am. 2014 Jan;135(1):EL47-53.
6. Dietz A, Linder P, Iso-Mustajärvi M. A State-of-the-Art Method for Preserving Residual Hearing During Cochlear Implant Surgery. J Vis Exp. 2023 May 26;(195). doi: 10.3797/64021. PMID: 37306464.

NICOLAS WALLAERT¹
HADRIEN JEAN²
NIHAAD PARAOUTY³



¹ AUDIOPROTHÉSISTE D.E.,
MASTER AUDIOLOGIE
ET TROUBLES DU
LANGAGE, INGÉNIEUR EN
ACOUSTIQUE, DOCTEUR
EN SCIENCES COGNITIVES
(PHD), MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

² DATA SCIENTIST, MACHINE
LEARNING SCIENTIST,
DOCTEUR
EN SCIENCES COGNITIVES
(PHD)

³ TRANSLATIONAL AUDITORY
SCIENTIST, DOCTEUR EN
SCIENCES COGNITIVES
(PHD)

^{1,2,3} AUDIOGRAM,
5 BIS COURS ANATOLE
FRANCE, 51100 REIMS,
FRANCE

CONFLITS D'INTÉRÊTS

Nicolas WALLAERT,
Hadrien JEAN et
Nihaad PARAOUTY sont
actionnaires et/ou salariés
de l'entreprise My Medical
Assistant SAS, propriétaire
d'iAudiogram.

INCERTITUDE EN AUDIOMÉTRIE VOCALE : COMMENT CHOISIR SON TEST ? QUELLES IMPLICATIONS SUR L'INCERTITUDE DE MESURE ? COMMENT Y REMÉDIER ?

Mon patient doit-il être appareillé ? Entre-t-il dans une indication d'implantation cochléaire ? La modification de réglage réalisée induit-elle un réel bénéfice pour mon patient ? Lequel de l'appareil/implant A ou B donne le meilleur résultat pour mon patient ? Présente-t-il une réelle dissociation tonale/vocale nécessitant une modification de sa prise en charge ?

Autant de questions couramment posées, pour lesquelles tant les ORLs que les Audioprothésistes auront recours à l'audiométrie vocale, qui constitue plus que jamais l'un des examens fondamentaux du bilan audiométrique. Qu'elle soit utilisée à des fins diagnostiques ou dans le cadre de l'ajustement prothétique, l'audiométrie vocale est essentielle tant dans le silence que dans le bruit pour déterminer la prise en charge du patient. Toutefois, à l'heure de l'« evidence based medicine », l'interprétation des résultats doit parfois être menée avec précautions, pour éviter des conclusions parfois hâtives, infondées ou incertaines.

Quelle est la précision/ l'incertitude attachée au score d'identification obtenu ? Comment réaliser au mieux mon audiométrie pour infirmer ou confirmer mon hypothèse diagnostique ou thérapeutique ? Quel impact a le choix du matériel vocal que j'utilise ? Voici quelques éléments de réflexions applicables directement en pratique clinique, avant de sauter les oreilles bouchées sur nos audiomètres !

A. IMPACT DU CHOIX DU MATÉRIEL VOCAL, IE. TYPES DE LISTE SUR L'INCERTITUDE

« Votre score d'intelligibilité est passé de 80% à 40% » en liste dissyllabique @ 60 dB HLv.
Conclusion : « Votre audition a baissé ! »

VRAI OU FAUX ?

Une telle affirmation, si elle s'avérait correcte, pourrait alors raisonnablement déboucher sur une modification du gain prothétique, un renouvellement de l'appareillage auditif, devenu sous-dimensionné, ou aboutir sur une éventuelle indication d'implant si l'appareillage est optimisé.

Malheureusement, dans de nombreux cas, l'audiométrie vocale telle qu'elle est réalisée en pratique clinique courante ne permet pas scientifiquement et valablement d'aboutir à une telle conclusion...

En effet, l'audiométrie vocale est un outil essentiel dans l'évaluation de la perception de la parole chez les patients malentendants. La précision de cette évaluation dépend de plusieurs facteurs, parmi lesquels le choix du matériel vocal utilisé lors des tests et le paradigme de test utilisé par le praticien. Contrairement aux idées reçues, dans la plupart

des cas, l'incertitude associée aux scores d'identification obtenus en audiométrie vocale n'est pas intrinsèquement liée au patient (eg. ses capacités cognitives, son état de fatigue, sa surdité ou son appareillage) mais plutôt aux choix réalisés par le praticien pour l'évaluer. Le choix du matériel vocal, c'est-à-dire le type de listes utilisées, influence directement l'incertitude des résultats audiométriques, affectant ainsi la prise de décision clinique. Cette section explore en détail comment le matériel vocal sélectionné peut impacter l'incertitude des résultats.

A.1. NATURE DU MATÉRIEL VOCAL ET IMPACT DU NOMBRE D'ITEMS TESTÉS

Le matériel vocal utilisé en audiométrie peut varier en termes de complexité linguistique, de familiarité pour le patient et de structure phonétique. Les listes de mots monosyllabiques, dissyllabiques, les phrases ou les logatomes sont autant de types de matériel pouvant être employés. Chaque type présente des caractéristiques spécifiques qui peuvent influencer la performance du patient, ses capacités de compensation centrale et, par conséquent, le score obtenu lors des tests d'audiométrie vocale.

Toutefois, l'un des principaux facteurs affectant l'incertitude en audiométrie vocale reste le nombre d'items testés. Plus le nombre d'items est élevé, plus l'estimation de la performance du patient est précise. Cette relation est objectivée par le calcul des intervalles de confiance en statistiques. En clair, il convient d'essayer de déterminer dans quelle mesure une différence de score entre deux mesures successives (eg. t1 versus t2 ; pré/post opératoire ou appareillage ; réglage A/B) est significative, ou non...

A.2. DIFFÉRENCE SIGNIFICATIVE ? RAPPELS STATISTIQUES

Une **différence statistiquement significative** est une différence entre deux ensembles de données ou conditions expérimentales (ici deux mesures audiométriques) qui a **peu de chances d'être due au hasard (p-value)** selon un seuil de probabilité préalablement défini (généralement fixé à 5%).

Cela signifie que si l'expérience était répétée de nombreuses fois dans des conditions identiques, il y aurait moins de 5% de chances d'obtenir une différence aussi grande uniquement par hasard. En pratique, si $p < 0.05$, on considère qu'il y a une différence significative. À l'inverse, si $p \geq 0.05$, la différence observée peut être due au hasard.

A.3. APPLICATIONS DES STATISTIQUES À L'AUDIOMÉTRIE VOCALE

Lorsqu'on compare les résultats d'une audiométrie vocale (t1 versus t2 ; pré versus post ; réglage A versus B), une diminution du score d'intelligibilité de 80% à 40% ne signifie pas nécessairement qu'il y a une réelle perte. Il faut vérifier si cette dégradation est **statistiquement significative** en déterminant les **intervalles de confiance** attachés aux mesures, à partir du **nombre d'items testés**.

Pour éviter aux audiométristes de sombrer dans une folie induite par une surexposition aux statistiques, Thornton et Raffin (1978) ont modélisé les scores de discrimination vocale comme une variable binomiale, démontrant que la variabilité des scores dépend du nombre d'items testés et du pourcentage de réponses correctes. Si cette modélisation binomiale n'est pas vérifiée pour la totalité des listes vocales utilisées en audiométrie et qu'une modélisation gaussienne peut dans certaines conditions être plus appropriée (Delerce, 2014), elle présente l'avantage de la simplicité et fournit dans bien des cas une approximation réaliste de l'incertitude audiométrique attachée à l'audiométrie vocale.

Thornton et Raffin puis Carney et Schlauch (2007) ont élaboré des tableaux « prêts à l'emploi » permettant de déterminer si les

% Score	n = 50	n = 25	n = 10	% Score	n = 100*
0	0-4	0-8	0-20	50	37-63
2	0-10			51	38-64
4	0-14	0-20		52	39-65
6	2-18			53	40-66
8	2-22	0-28		54	41-67
10	2-24		0-50	55	42-68
12	4-26	4-32		56	43-69
14	4-30			57	44-70
16	6-32	4-40		58	45-71
18	6-34			59	46-72
20	8-36	4-44	0-60	60	47-73
22	8-40			61	48-74
24	10-42	8-48		62	49-74
26	12-44			63	50-75
28	14-46	8-52		64	51-76
30	14-48		10-70	65	52-77
32	16-50	12-56		66	53-78
34	18-52			67	54-79
36	20-54	16-60		68	55-80
38	22-56			69	56-81
40	22-58	16-64	10-80	70	57-81
42	24-60			71	58-82
44	26-62	20-68		72	59-83
46	28-64			73	60-84
48	30-66	24-72		74	61-85
50	32-68		10-90	75	63-86
52	34-70	28-76		76	64-86
54	36-72			77	65-87
56	38-74	32-80		78	66-88
58	40-76			79	67-89
60	42-78	36-84	20-90	80	68-89
62	44-78			81	69-90
64	46-80	40-84		82	71-91
66	48-82			83	72-92
68	50-84	44-88		84	73-92
70	52-86		30-90	85	74-93
72	54-86	48-92		86	75-94
74	56-88			87	77-94
76	58-90	52-92		88	78-95
78	60-92			89	79-96
80	64-92	56-96	40-100	90	81-96
82	66-94			91	82-97
84	68-94	60-96		92	83-98
86	70-96			93	85-98
88	74-96	68-96		94	86-99
90	76-98		50-100	95	88-99
92	78-98	72-100		96	89-99
94	82-98			97	91-100
96	86-100	80-100		98	92-100
98	90-100			99	94-100
100	96-100	92-100	80-100	100	97-100

*If score is less than 50%, find % Score = 100-observed score and subtract each critical difference limit from 100.

différences entre deux scores d'audiométrie vocale sont statistiquement significatives, facilitant ainsi l'interprétation clinique des tests audiométriques.

Comment utiliser et interpréter ce tableau ?

Le score d'intelligibilité obtenu lors de la mesure doit être lu dans la première colonne. L'intervalle de confiance est ensuite déterminé en lisant les valeurs de la colonne correspondant au nombre d'items testés (eg. n=10 si des listes de 10 mots/items ont été utilisées comme pour une liste dissyllabique de Fournier). Dans l'exemple précédent, le score est de 40% d'intelligibilité, à lire dans la première colonne nommée « % score ». Dans la colonne « n=10 », on établit que l'intervalle de confiance à 95% est compris entre 10 et 80%. Cela signifie que tout score d'intelligibilité se situant dans cet intervalle n'est pas significativement différent du premier (40%). Dans le cas présent, il n'est donc pas possible d'affirmer que l'intelligibilité du patient a baissé de façon significative si une seule et unique liste a été testée à cette intensité, même totalement.

Tableau 1. Lower and upper limits of the 95% critical differences for percentage scores. Values within the range shown are not significantly different from the value shown in the percentage Score columns ($p > 0.05$).

En d'autres termes, il est quasiment impossible d'obtenir des différences statistiquement significatives, interprétables et opposables en audiométrie vocale, en utilisant des matériels vocaux ne testant d'un faible nombre d'items (eg. monosyllabiques, dissyllabiques ou phrases, dès lors que la notation est globale, ie. un seul item testé par itération). La seule solution pour y parvenir serait d'augmenter le nombre de listes testées par intensité... et d'appliquer ainsi les préconisations de leurs auteurs. Ainsi, Fournier (1951) recommandait de réaliser 2 à 3 listes par intensité pour réduire l'incertitude autour des seuils audiométriques... ce qui double ou triple la durée de l'audiométrie.

A.4. IMPACT DU CHOIX DU MATÉRIEL VOCAL

Qu'en aurait-il été si nous avions choisi un autre matériel vocal, par exemple des listes cochléaires de Lafon (17 mots en notation phonémique, avec 3 items testés par mot) ? Pour un score de 40% de phonème correctement perçu, on obtient un intervalle de confiance compris entre 22 et 58%. On peut alors conclure raisonnablement (avec 5% ou moins de risque de se tromper) que l'audition du patient a significativement baissé et adapter sa prise en charge en conséquence.

CONCLUSION

Nous sommes aujourd'hui pleinement rentrés dans l'ère de l'evidence based medicine.

Cette mutation est induite par des impératifs éthiques (la solution proposée au patient doit être la meilleure) et médico-économiques (le législateur tient à s'assurer que la dépense de santé produit de réels effets et que l'attribution des fonds est optimisée). Cette tendance ne fera que s'accentuer, comme en témoigne la mise en place des PREMs et PROMs. Dans ce contexte, il convient de garder à l'esprit que :

- L'incertitude audiométrique associée à des listes courtes, pourtant les plus utilisées en pratique clinique courante, est colossale et rendent quasi impossible la mise en évidence de différence statistiquement significative... sauf en testant plusieurs listes par intensités.
- les résultats en audiométrie vocale peuvent varier fortement y compris pour un même patient et dans des conditions d'examen identiques.
- L'adoption de listes testant un plus grand nombre d'items rapidement (eg. Lafon cochléaire, Logatomes de Dodelé, ...) semble indispensable. Elle permet notamment :
 - Précision accrue : Une estimation plus fiable des capacités auditives du patient.
 - Réduction de l'effet du hasard : Moins de variabilité due à des réponses aléatoires ou à des facteurs externes.

- Meilleure reproductibilité : Des résultats plus cohérents lors de tests répétés.

Dans la même veine, les tests d'audiométrie vocale dans le bruit développés ces dernières années, validés internationalement n'échappent pas à cette règle simple (eg. Framatrix, ...)

- Si la contrainte temporelle est trop forte face à un patient fatigable, présentant une perte auditive sévère ou des troubles de l'attention, il vaut mieux en pratique ne tester que 4 mots issus par exemple des listes cochléaires de Lafon, plutôt que 10 mots des listes monosyllabique ou dissyllabique. C'est deux fois plus rapide, et 20% plus précis !

B. IMPACT DU PARADIGME DE TEST UTILISÉ EN AUDIOMÉTRIE VOCALE : VOCALE ADAPTATIVE OU EN STIMULI CONSTANTS ?

Deux grandes approches, ou paradigmes, sont principalement utilisés en audiométrie vocale pour tester un patient :

1. L'**audiométrie vocale à stimuli constants**, qui est la méthode « de référence » en France et qui permet d'estimer différentes valeurs de seuils à différentes intensités ou RS/B..
2. L'**audiométrie vocale adaptative**, basée sur la mesure d'un escalier psychométrique, qui ajuste l'intensité du signal ou le RS/B en fonction des réponses du patient et qui permet d'estimer une seule valeur de seuil.

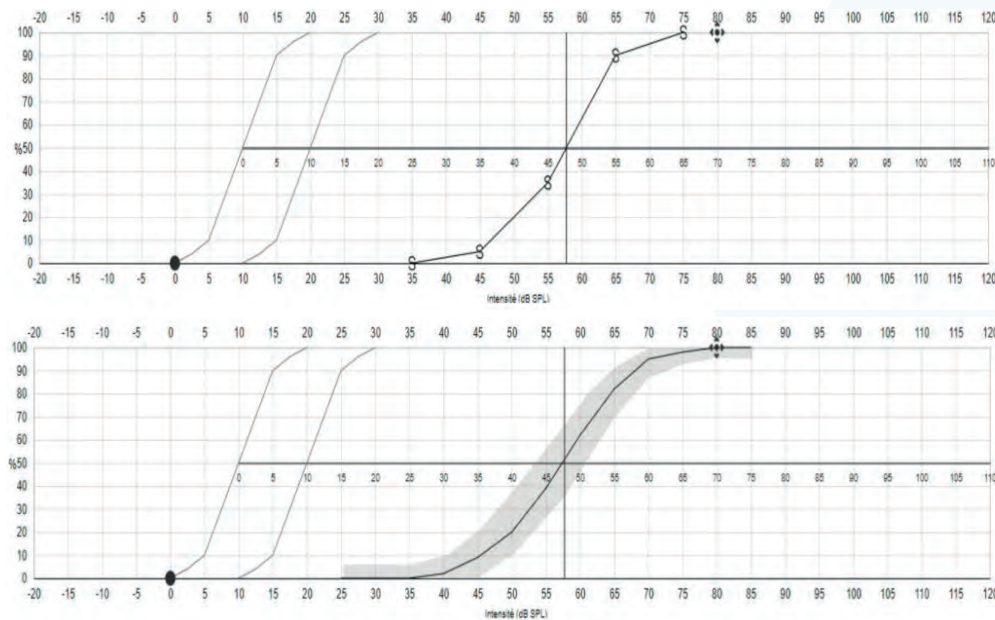
Chaque méthode a des implications différentes sur la précision des résultats et la manière dont ils influencent l'adaptation des aides auditives.

B.1. AUDIOMÉTRIE VOCALE À STIMULI CONSTANTS

PRINCIPE ET FONCTIONNEMENT : L'audiométrie vocale à stimuli constants repose sur la présentation d'une liste de mots ou de phrases à une intensité définie, souvent choisie en fonction du seuil tonal moyen du patient. Le patient doit répéter les mots entendus, et le score est exprimé en pourcentage de mots correctement identifiés. L'intensité est ensuite modifiée et ce processus est réalisé de façon itérative.

Le principal objectif de cette méthode est d'établir une **fonction psychométrique complète**, qui représente la relation entre le pourcentage d'identification correcte et : i) l'intensité sonore du stimulus pour l'audiométrie vocale dans le silence ; ii) le RS/B pour l'audiométrie vocale dans le bruit. Cette courbe suit généralement une fonction sigmoïde, avec une amélioration progressive de la compréhension à mesure que l'intensité ou le RS/B augmente, aux effets de roll-over près, observable en raison de distorsions supraliminales à fortes intensités.

**NOUS SOMMES AUJOURD'HUI
PLEINEMENT RENTRÉS DANS L'ÈRE
DE L'EVIDENCE BASED MEDECINE.
CETTE MUTATION EST INDUITE PAR
DES IMPÉRATIFS ÉTHIQUES ET
MÉDICO-ÉCONOMIQUES.**



AVANTAGES DE CETTE MÉTHODE

- **Simplicité d'administration** : Il suffit de tester plusieurs intensités et d'analyser la progression des scores d'intelligibilité du patient.
- **Bonne reproductibilité** : grands nombres de points testés, ce qui permet d'approximer les capacités auditives du patient sur un plus grand nombre d'items, et d'estimer efficacement la fonction psychométrique complète. La compréhension des capacités auditives du patient dans différentes situations (voix faible, moyenne forte, faiblement ou fortement bruyant) est améliorée et l'incertitude globale sur les capacités auditives du patient est diminuée.
- **Information complète concernant l'intelligibilité du patient** : La compréhension des capacités auditives du patient est en effet testée dans différentes situations (voix faible, moyenne forte, faiblement ou fortement bruyant), réduisant ainsi l'incertitude globale des capacités auditives du patient.

LIMITES ET BIAIS

- **Contrainte temporelle** : Elle nécessite de tester un grand nombre de listes audiométriques pour chacune des oreilles, notamment en cas de pente de la fonction psychométrique assez faible. Elle peut donc s'avérer chronophage.
- **Répétabilité plus faible** : en comparaison au seuil obtenu pour une vocale adaptative, la répétabilité d'un point donné de la fonction psychométrique (eg. le SRT 50) est plus faible, car le nombre d'items testés pour ce point spécifique aura été plus restreint.

B.2. AUDIOMÉTRIE VOCALE ADAPTATIVE

PRINCIPE ET FONCTIONNEMENT : L'audiométrie vocale adaptative repose sur un ajustement dynamique

de l'intensité ou du RS/B des stimuli en fonction des réponses du patient. Contrairement à la méthode à stimuli constants, cette approche adapte l'intensité ou le RS/B en temps réel pour estimer une valeur de seuil donné, c'est à dire déterminer le niveau d'intensité ou le RS/B pour lequel le patient comprend un certain niveau de performance, ie. un certain pourcentage de mots correctement répétés (eg. 50%).

L'une des méthodes les plus couramment utilisées est la méthode décrite par Levitt (1971), basée sur une mesure par escalier psychométrique. Cette méthode ajuste l'intensité en fonction des réponses du patient :

- **Si le patient répète correctement un mot, l'intensité diminue pour la présentation suivante.** (1 bas)
- **Si le patient se trompe, l'intensité augmente.** (1 haut)
- **L'objectif est de converger vers un seuil précis**, généralement correspondant à 50% de bonnes réponses en audiologie clinique. Cette procédure est répétée un grand nombre de fois et le seuil final est obtenu en faisant une moyenne des x dernières inversions. Plus le nombre x est important, plus l'incertitude audiométrique autour du seuil est restreinte.

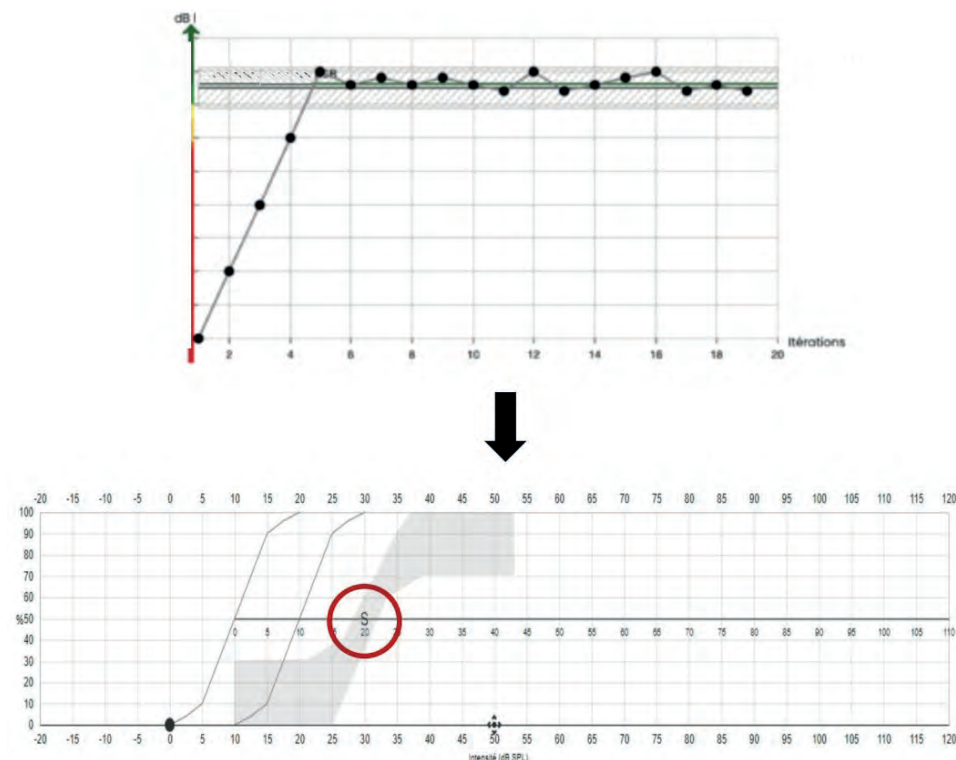
L'audiométrie vocale adaptative est largement utilisée dans les tests d'audiométrie vocale dans le bruit, notamment avec le test **HINT 5**, le **Framatrix** ou **Digit in Noise**, qui évaluent la compréhension de la parole en présence de bruit ambiant.

AVANTAGES

1. **Évaluation plus précise / répétable du seuil d'intelligibilité à 50% :**
 - Permet de déterminer l'intensité ou le RS/B minimum nécessaire pour atteindre un niveau de performance (ie. 50% d'intelligibilité) donné de façon plus répétable.

CAS CLINIQUE SURDITÉ BILATÉRALE

Figure 2. Exemple d'un résultat d'une vocale adaptative. Le panel supérieur représente l'escalier psychométrique, c'est-à-dire les variations de la grandeur mesurée (intensité ou RS/B) au fil du test, en fonction du nombre d'itérations. Le panel inférieur retranscrit le seuil obtenu en vocale adaptative. À l'issue de l'escalier psychométrique, un seul point de la fonction psychométrique est estimé (entouré en rouge). La fonction psychométrique peut être « reconstruite », mais avec une très forte incertitude associée (zone grisée) à distance du point testé. Les grandeurs d'intérêt de la fonction psychométrique (maximum d'intelligibilité, pente de la fonction...), indispensables à la prise en charge thérapeutique, ne sont pas accessibles de façon certaine.



2. Durée du test plus courte :

- L'adaptation de l'intensité permet de converger plus rapidement vers le niveau de performance souhaité (ie. 50% d'intelligibilité). Elle est donc idéale pour la réalisation d'un test de dépistage.

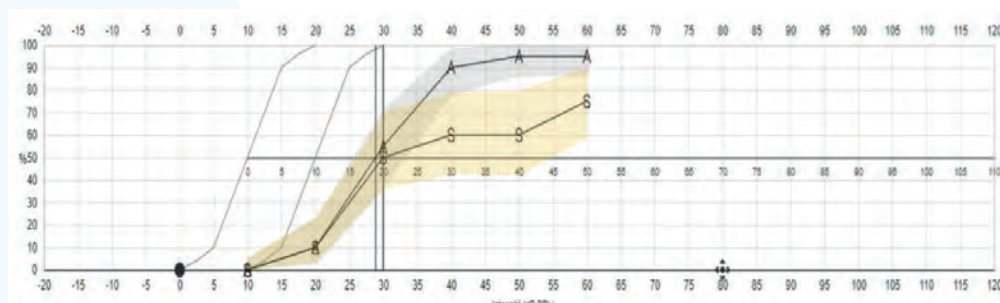
- **Mesure parfois erronée** : Lorsque le niveau de performance cible ne peut être atteint par le sujet (eg. le patient présente un plafonnement de son intelligibilité à 40% et le niveau de performance recherché en vocale adaptative est fixée à 50%), le seuil obtenu en vocale adaptative sera potentiellement erroné en raison d'un effet plancher ou plafond.

LIMITES ET BIAIS

- **Rapide... mais on n'a qu'un seul point !** La réalisation d'un escalier psychométrique ne permet d'obtenir précisément qu'un seul point de la fonction psychométrique (ie. une seule valeur de seuil pour un niveau de performance donné). Les seuils pour des niveaux de performances différents (eg. au-delà/deçà de 50% d'intelligibilité) ne sont pas connus, sauf à réaliser de nouvelles mesures adaptatives (eg. procédure 2 bas, 1 haut pour atteindre la performance de 70,7% d'intelligibilité). La répétition d'escaliers psychométriques s'avère alors beaucoup plus chronophage que la mesure par stimuli constants.

- **Reconstruction de la fonction psychométrique incertaine** : Contrairement à la méthode des stimuli constants qui permet d'obtenir une courbe psychométrique complète, l'audiométrie vocale adaptative mesure un grand nombre d'items, mais uniquement autour du niveau de performance cible (eg. 50% d'intelligibilité : RS/B50). Si l'incertitude associée au seuil à la performance cible de 50% est très faible, elle augmente drastiquement à mesure que l'on s'éloigne de ce niveau de performance. La reconstruction de la fonction psychométrique complète à partir d'un seul et unique escalier psychométrique est entachée d'une forte incertitude. Elle ne permet

Figure 3. Exemple d'un gain prothétique vocal mesuré par la méthode des stimuli constants chez un patient présentant une perte auditive élective impactant uniquement les hautes fréquences. Les symboles A représentent les scores d'identification obtenus avec correction auditive ainsi que leurs incertitudes associées (zone grisée), tandis que les symboles S représentent les performances d'identifications obtenues oreilles nues avec leurs incertitudes associées (zone orangée).





Expédition sous 24 heures après réception des empreintes.

Qualité optimale avec fabrication numérique. Stockage des empreintes offert.

Des produits de qualité aux meilleurs prix.

EMBOUT BTE - RIC - SILK - ACTIVE PRO

OBTUATEUR SILICONE

05 62 42 19 64

Essayez-nous, les 4 premiers embouts offerts

embout.chono@gmail.com

www.embout-chrono.fr



Rejoignez le réseau

des audioprothésistes 100% indépendants

Formation • Développement • Partage d'expérience



dyapason

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION



B.3 COMPARAISON ENTRE VOCALE ADAPTATIVE ET VOCALE EN STIMULI CONSTANTS

Synthèse des avantages et inconvénients		
Critères d'évaluation	Audiométrie à intensité constante	Audiométrie vocale adaptative
Objectif principal	Établir une courbe psychométrique reflétant les capacités auditives du sujet pour un ensemble de conditions acoustiques (dB ou RS/B)	Déterminer l'intensité ou le RSB pour lequel le patient présente un niveau de performance fixé à l'avance (e.g. 50%).
Temps de test	Long car l'on estime toute la courbe psychométrique	Rapide pour une valeur de seuil... Long pour estimer la fonction psychométrique complète
Interprétation des résultats	Intuitive et complète	Partielle (dB ou SNR seuil pour un niveau de performance unique)
Reproductibilité des résultats	Répétabilité élevée de la fonction psychométrique	Répétabilité élevée du seuil unique... mais pas de la courbe psychométrique

pas en l'occurrence d'estimer fidèlement le maximum d'intelligibilité, la pente de la fonction et le point d'enclenchement.

La figure 3 représente un cas clinique d'un patient pour lequel son gain prothétique vocal dans le silence a été évalué par la méthode des stimuli constants avec les liste cochléaire de Lafon. Ce patient présente une perte d'origine neurosensorielle impactant uniquement les hautes fréquences de façon ciblée, avec une bonne préservation des basses fréquences. Dans le cas présent, on observe que le SRT50 avec et sans compensation de la carence d'audibilité par les prothèses auditives n'est pas significativement modifié en considération des intervalles de confiance. Si la mesure du gain prothétique avait été réalisée par une vocale adaptative, estimant uniquement le 50% d'intelligibilité, le bénéfice prothétique du patient n'aurait pas pu être objectivé. La comparaison des deux fonctions psychométriques obtenues en vocale en stimuli constants démontre que l'appareillage auditif délivre un gain significatif au-delà du SRT, en améliorant notamment le maximum vocal du patient.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

L'audiométrie vocale est un outil fondamental tant pour l'établissement d'un diagnostic que pour la réhabilitation prothétique. Toutefois, ses résultats doivent être interprétés avec précautions et dépendent fortement de la

méthodologie adoptée et du choix du matériel vocal utilisé. De façon à réduire l'incertitude audiométrique, le nombre d'item testés doit être augmenté substantiellement. L'audiométrie à stimuli constants reste une référence clinique pour comparer les performances d'un patient dans sa globalité pour différentes conditions expérimentales. La vocale adaptative, en raison d'une forte répétabilité (au niveau de la performance cible uniquement), est à privilégier principalement dans le cadre de dépistage ou pour une comparaison de seuil à un niveau de performance fixé. Elle ne permet toutefois pas de rendre compte des capacités auditives complètes d'un patient.

Cependant, ces deux approches présentent encore des limites importantes, notamment en termes de précision des tests et de prise en compte des spécificités individuelles du patient. L'intégration de nouvelles technologies, et en particulier de l'intelligence artificielle, pourrait permettre d'améliorer considérablement ces évaluations en automatisant l'administration des tests, permettant tant un gain de temps pour le praticien, qu'une réduction de l'incertitude audiométrique, tout en optimisant les listes de stimuli et en permettant une analyse plus détaillée des résultats (Jean et al. 2025).

Ces perspectives feront l'objet d'un prochain article, dans lequel nous explorerons les avancées que l'IA et le Big Data pourraient apporter à l'audiométrie vocale, notamment en matière de personnalisation des tests et de réduction de l'incertitude audiométrique. ■

RÉFÉRENCES

- Buisson Savin J, Reynard P, Bailly-Masson E, Joseph C, Joly C-A, Boiteux C, Thai-Van H. Adult Normative Data for the Adaptation of the Hearing in Noise Test in European French (HINT-5 Min). *Healthcare*. 2022; 10(7):1306
- Carney, E., & Schlauch, R. (2007). Critical difference table for word recognition testing derived using computer simulation. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 50(5), 1203-1209.
- Delerce, X. (2014). La confiance règne... par intervalles. *Le Blog Audiologie*. <https://leblogaudiologie.com/2014/05/01/confiance-regne-intervalles/>
- FOURNIER, J.E. Audiométrie vocale : les épreuves d'intelligibilité et leurs applications au diagnostic, à l'expertise et à la correction prothétique des surdités. Maloine, 1951.
- Kollmeier, B., & Wesselskamp, M. (1997). Development and evaluation of a German sentence test for objective and subjective speech intelligibility assessment. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(4), 2412-2421.
- Levitt, H. (1971). Transformed up-down methods in psychoacoustics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 49(2), 467-477.
- Moore, B. C. J. (2007). *Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues*. Wiley-Blackwell.
- Nilsson, M., Soli, S. D., & Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing In Noise Test (HINT) for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95(2), 1085-1099.
- Plomp, R. (1986). A signal-to-noise ratio model for the speech-reception threshold of the hearing impaired. *The Journal of Speech and Hearing Research*, 29, 146-154.
- Thornton, A. R., & Raffin, M. J. (1978). Speech-discrimination scores modeled as a binomial variable. *Journal of Speech and Hearing Research*, 21(3), 507-518.

Pure™ C&G BCT IX

Enfin, tous connectés aux conversations.



signia



Connectivité Bluetooth® universelle



36h d'autonomie avec 5h de streaming



Le plus petit Bluetooth® Classic¹



N°1 dans les CONVERSATIONS²

7IX

5IX

3IX

CROS

 **3** charges complètes



VOUS ÊTES EN RECHERCHE

d'un stage ?

d'un emploi ?

d'une franchise ?



Nous avons **une opportunité** pour vous !

De grands
centres
modernes
et tout
équipés



Une enseigne
familiale



Des
activités
corporates
& missions
humanitaires



Une
formation
intensive



recrutement@vivason.fr / franchise@vivason.fr



90 CENTRES EN FRANCE



19 ANS D'EXPÉRIENCE



ENSEIGNE FAMILIALE



97% DE SATISFACTION

VIVASON
L'AUDITION POUR TOUS