

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 38
N°4- 2025

CAS CLINIQUES

Du tympan à l'audiomètre :
enquête sur un écart de gain inexpliqué
Remise en question d'un appareillage
BiCROS après évolution d'une surdité
asymétrique.

MÉTIER ET TECHNIQUE

Evaluation d'un casque de Réalité Virtuelle
pour la localisation spatiale.

APPAREILLAGE AUDITIF ET EXPLORATION FONCTIONNELLE DE L'AUDITION

Presbycousie et explorations
fonctionnelles de l'audition.

LE DOSSIER

ÉCOUTE EN SITUATION MULTI-LOCUTEURS

MÉMOIRES DE FIN D'ÉTUDES 2024

ÉCOLES DE CAHORS, ÉVREUX ET NANCY



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

sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.

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

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

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

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

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

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

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

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

Dépôt Légal à date de parution

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°4-2025

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 **Matthieu DEL RIO**

EDITORIAL

- 5 **Paul AVAN**

DOSSIER

- 6 Écoute en situation multi-locuteurs :
de la charge cognitive à la perte auditive cachée
Clara SUIED

MÉMOIRES DE FIN D'ÉTUDES 2024

- 12 Impact de la déficience visuelle sur l'intelligibilité
audiovisuelle dans le bruit.
Alexis HEE
- 20 Evaluation des bénéfices du programme « MyMusic »
dans le cadre d'un usage quotidien et pour l'écoute de
la musique par rapport à un programme « Habituel ».
Tristan HEITZ
- 30 L'audiométrie vocale chez le patient atteint d'aphasie.
Création d'une liste d'aud iométrie vocale adaptée.
Anne-Sophie LE COURT DE BÉRU

APPAREILLAGE AUDITIF ET EXPLORATION FONCTIONNELLE DE L'AUDITION

- 33 L'audiométrie tonale, vocale dans le silence et
dans le bruit sont-elles suffisantes pour conduire
un appareillage auditif conventionnel en cas de
presbycousie ?
Arnaud COEZ

CAS CLINIQUE

- 36 Du tympan à l'audiomètre :
enquête sur un écart de gain inexplicable
Yves LASRY

CAS CLINIQUE PROPOSÉ PAR AUDIKA

- 41 Remise en question d'un appareillage BiCROS
après évolution d'une surdité asymétrique
Cyrille COUDERT

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 44 Evaluation d'un casque de Réalité Virtuelle
pour la localisation spatiale
**Frédéric REMBAUD, Joël DUCOURNEAU,
Mathieu MARX, Morgan POTIER**

Audéo Sphere™ Infinio

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



Une technologie testée et recommandée par les patients²

95%
des patients
recommandent
ces aides auditives
à leurs proches³

93%
soulignent leur
excellente qualité
sonore³

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

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

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

LE MOT DU PRÉSIDENT

LES CAHIERS DE
L'AUDITIONVOL 38
N°4- 2025**C'EST AVEC UN GRAND DE PLAISIR QUE
JE VOUS RETROUVE POUR CETTE ÉDITION
ESTIVALE DES CAHIERS DE L'AUDITION**

Chers Collégiens, Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec un grand de plaisir que je vous retrouve pour cette édition estivale des Cahiers de l'Audition. Parmi la multitude d'articles que le Collège vous propose dans ce numéro, nous mettons à l'honneur, comme à l'accoutumée, les mémoires de fin d'études d'étudiants diplômés en 2024 et issus cette fois des écoles de Cahors, Évreux et Nancy. Nous vous proposons par ailleurs le second volet d'un important dossier portant sur les sons naturels et qui représente est une véritable incursion dans la vaste question de la compréhension de la parole en situation multi-locuteurs - c'est-à-dire comprendre la parole lorsque d'autres flux de paroles concurrents sont émis simultanément. Nous espérons que ce travail saura vous éclairer grandement sur le sujet!

L'actualité du Collège demeure particulièrement soutenue en cet été 2025, notamment sur le plan politique, où de fortes attentes nous animent en faveur d'une évolution qualitative de notre profession. Au cœur de ces enjeux figure la création d'un ordre des audioprothésistes, projet structurant que nous portons avec détermination depuis plus d'une décennie. Notre engagement de longue date en faveur du renforcement des compétences, de l'exigence en matière de formation, ainsi que du respect rigoureux des principes déontologiques propres à l'exercice de notre métier, nous a naturellement conduits à considérer la nécessité d'un

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

cadre réglementaire renforcé. Cette réflexion, patiemment mûrie, a récemment pris une dimension nouvelle grâce à une concertation élargie avec l'ensemble des représentants de la profession, notamment le Syndicat des Audioprothésistes (SDA) et la Fédération nationale des étudiants en audioprothèse (Fnéa) et au dépôt d'une proposition de loi visant à la création d'un ordre des audioprothésistes. Cette PPL témoigne d'une prise de conscience partagée de la nécessité d'une meilleure structuration de notre profession au service de la qualité des soins auditifs et de la protection des patients. Nous suivons l'évolution de ce dossier transpartisan avec le plus vif intérêt et nous œuvrons pour que sa pertinence infuse toutes les sphères qui touchent à l'audiologie au sens large.

Aussi, dans cette dynamique d'une évolution qualitative de notre profession, nous vous avons récemment annoncé - par voie de presse - une avancée structurante et historique pour toute la filière auditive : la création du Diplôme de Spécialisation Professionnelle (DSP) « Assistant.e en audioprothèse ». Ce diplôme vient d'être officiellement inscrit au Répertoire national des certifications professionnelles (RNCP). À travers cette reconnaissance de l'État, le Collège National d'Audioprothèse consacre des années d'efforts en faveur de la structuration d'un métier aussi indispensable que longtemps resté dans l'ombre. Conçu en étroite collaboration avec le Conservatoire national des arts et métiers (Cnam) et son Centre de préparation au Diplôme d'État d'audioprothésiste de Paris (CPDA), ce nouveau diplôme de niveau Bac+1 incarne un changement de paradigme. Il propose une formation publique, professionnalisante, rigoureusement encadrée et directement articulée avec les besoins concrets des centres auditifs. Jusque-là, aucun cursus harmonisé ne permettait aux assistant.e-s d'exercer dans un cadre formel et reconnu. Désormais, cela est chose faite. Accessible sur sélection, largement tourné vers la pratique et majoritairement dispensé par la voie de l'apprentissage, ce DSP servira de référentiel unique pour toute formation de ce type, garantissant ainsi une montée en compétence cohérente sur l'ensemble du territoire. En effet, les assistant.e-s en audioprothèse ne sont pas de simples appuis logistiques auprès des professionnels de l'audition. Leur rôle est stratégique : de l'accueil personnalisé des patients à la gestion administrative, en passant par l'entretien des aides auditives, le conseil, la vente d'accessoires ou encore les actions de sensibilisation à la santé auditive, ils et elles sont les piliers incontournables d'un accompagnement de qualité. Cette reconnaissance officielle leur offre enfin le statut, les outils et la visibilité que requiert une telle responsabilité. L'aboutissement de ce projet résulte d'une mobilisation collective remarquable. Aux côtés du CNA et du Cnam, les administrations compétentes (DGOS, DGESIP), les syndicats professionnels (SDA, SYNEA, SYNAM). La reconnaissance RNCP n'est pas seulement la consécration d'un diplôme : elle incarne une vision partagée de la professionnalisation et de la qualité des soins. Une avancée exceptionnelle, au service des professionnels... et, surtout, des patients.

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

Matthieu DEL RIO

AUDIOPROTHÉSISTES

Vous êtes à l'écoute de nouvelles opportunités ?



Rejoignez AuditionSanté !

Un acteur majeur de l'audition, jeune et dynamique

soutenu par le groupe international **Sonova**.

Un développement ambitieux

plus de **300 centres en France**, nombreuses acquisitions et ouvertures dont le «World of Hearing» concept pionnier de centre misant sur l'expérience auditive et l'innovation.

Proche de ses audioprothésistes

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

Proche de ses clients

accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme de solutions auditives la plus complète du marché.

Envie de nous rejoindre ?

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

Mail : recrutement@auditionsante.fr

Tél. : **07 50 66 52 49**



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



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



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38

N°3 - 2025

ÉDITORIAL



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

On entend parfois la réflexion selon laquelle, avec l'omniprésence des situations d'écoute assistées, "earbuds bluetooth", jeux vidéo avec réalité sonore virtuelle, etc, l'antique angoisse du sujet porteur d'une surdité d'être vu en train de porter des aides auditives devrait avoir disparu... celle qui poussait les élégantes des années 1900 à porter des chapeaux ridicules pour y dissimuler leurs cornets acoustiques ! Dans ce numéro d'été, le lecteur trouvera beaucoup de situations partagées par les sujets d'audition normale ou atteints de surdité neurosensorielle.

Tout d'abord, Clara Suied et Guillaume Andéol nous détaillent quatre thématiques dont la moitié au moins concernent des situations où une audition normale est confrontée à des défis : effort d'écoute et communications radio, compréhension de messages radios multiples. Il s'y insinue bien sûr la notion de surdité cachée lorsque le défi devient insurmontable alors qu'il devrait ne pas l'être. Il est très intéressant de voir à quel point certaines situations d'écoute sollicitent notre système auditif, en comparaison de ce que les tests audiologiques basiques mesurent. D'où le questionnement des auteurs quant aux notions d'intelligibilité et de marqueurs fonctionnels de déficits.

Dans son mémoire, Alexis Hée se posait la question, tout aussi écologique que les précédentes, de l'intelligibilité audiovisuelle quand l'acuité visuelle n'est pas bonne. La présence d'un

besoin d'appareillage auditif amplifie la difficulté, et ce mémoire montre bien tout l'intérêt d'une prise en charge globale et non pas organe par organe. La prise en charge doit aussi être, non seulement organe par organe, mais aussi tranche de vie par tranche de vie. La musique est le thème de réflexion de Tristan Heitz, qui a choisi d'évaluer un outil de réglage des aides auditives dans un objectif d'améliorer l'écoute musicale pour les patients qui en ont le souhait. Pour cela, l'auteur étudie le programme "MyMusic" d'Oticon, en comparaison avec le programme dit "habituel" au moyen de tests audiométriques, subjectifs et psychoacoustiques. Evidemment, l'auteur remarque que chaque parcours est particulier : il n'a pu tester que 5 sujets (avec 30, le problème aurait été le même, chacun sa musique !) Il ressort une discordance, mais pas un paradoxe : pour les patients il est question de ressenti de confort et de qualité d'écoute musicale, qui progressent, alors que le testeur et le Kemar ont d'autres idées en "tête" moins influencées par le changement de programme. Le critère doit-il être acoustique ou subjectif ? Au lecteur de conclure ! Sans doute ignorons-nous trop la "subjectivité", même si à notre avis celle-ci est largement déterministe, et donc, crédible.

Une prise en charge holistique, plaideait un précédent article, et Anne-Sophie Le Court de Bérus se penche sur la question d'une audiométrie pour aphasiques : un étage de l'audiométrie consiste à restituer ce qu'on a cru entendre, mais comment, lorsque l'étage de sortie est défectueux ? Elle propose des solutions reproductibles et faciles à mettre en œuvre, utiles en ces temps où le déclin cognitif lourd est une indication essentielle d'appareillage auditif.

Suivent les articles de seniors. Arnaud Coez se pose la question du circuit d'informations quand une surdité "banale" se révèle graduellement ne pas l'être : pas d'autre solution que de dégainer l'artillerie

audiologique, réflexes, otoémissions, électrophysiologie complète, génomique, et tout cela change la donne... Rappelons juste à pas de loup que l'arrêt de 2018 qui ouvre les conditions de prescription d'aide auditive demande (c'est-à-dire exige) des tests lourds, DPOAE, ASSR... plutôt que le pifomètre (qu'on ne peut même pas qualifier d'historique puisque déjà Harvey Fletcher, dès l'invention de l'audiomètre, 1920, préconisait une vraie audiologie

**DANS CE NUMÉRO D'ÉTÉ, LE
LECTEUR TROUVERA BEAUCOUP
DE SITUATIONS PARTAGÉES
PAR LES SUJETS D'AUDITION
NORMALE OU ATTEINTS DE
SURDITÉ NEUROSENSORIELLE.**

clinique). Tiens, dans certains cas, la loi exige les DPOAE : comment se fait-il alors qu'on ne puisse les coter ? et qui va les mesurer (gratuitement bien sûr) ? questions ouvertes... depuis 2018 et nous sommes 7 ans plus tard. N'y a-t-il pas urgence alors que le 100% santé est déjà remis en cause sur des bases économiques et de rationnel ?

Les autres contributeurs soulèvent des questions pointues mais modernes, la mesure in situ revisitée d'Yves Lasry, la remise en question perpétuelle de Cyrille Coudert et la localisation par réalité virtuelle, bouclant la boucle du 1er dossier, de Frédéric Rembaut, Joël Ducourneau, Mathieu Marx et Morgan Potier. Ce n'est pas parce qu'ils sont chevronnés qu'il ne faut pas les imiter !

CLARA SUIED
GUILLAUME
ANDÉOL



DÉPARTEMENT
NEUROSCIENCES
ET SCIENCES
COGNITIVES,
INSTITUT DE
RECHERCHE
BIOMÉDICALE DES
ARMÉES (IRBA),
BRÉTIGNY-SUR-
ORGE, FRANCE.

CLARA.SUIED@DEF.
GOUV.FR

**CET ARTICLE EST UNE INCURSION
DANS LA QUESTION, VASTE, DE LA
COMPRÉHENSION DE LA PAROLE
EN SITUATION MULTI-LOCUTEURS
C'EST-À-DIRE COMPRENDRE LA
PAROLE LORSQUE D'AUTRES FLUX
DE PAROLES CONCURRENTS SONT
ÉMIS SIMULTANÉMENT**

ÉCOUTE EN SITUATION MULTI-LOCUTEURS : DE LA CHARGE COGNITIVE À LA PERTE AUDITIVE CACHÉE

Notre capacité à percevoir et à donner un sens au monde qui nous entoure dépend en grande partie de notre système auditif, qui nous permet d'entendre et d'interpréter les différents sons que nous rencontrons au quotidien, notamment la parole, stimulus d'importance hautement écologique. Cet article est une incursion dans la question, vaste, de la compréhension de la parole en situation multi-locuteurs, c'est-à-dire comprendre la parole lorsque d'autres flux de paroles concurrents sont émis simultanément (le fameux effet "cocktail party"; Cherry, 1953).

La question des communications multi-locuteurs est l'un des sujets d'études de choix à l'IRBA, dans notre département. En effet, les militaires, quelle que soit l'Armée considérée, sont souvent soumis à des flux radios simultanés, avec un nombre de radios généralement très élevé, bien que toutes ne soient pas actives en même temps. De plus, les conditions d'écoute sont souvent difficiles : locuteurs presque tous masculins, pas de spatialisation (pour l'instant) des différentes radios, distorsions acoustiques liées au matériel, bruit de fond continu (bruit d'engins, de moteur, ...). Outre ces conditions d'écoute, il est également important de prendre en compte les facteurs non acoustiques qui peuvent influencer la compréhension des communications radios : charge perceptive et cognitive liée aux tâches particulières à chaque opérateur, connaissance de l'anglais, qui est souvent la langue utilisée même pour des opérateurs non anglophones, état auditif de l'opérateur, ...

Nous présentons ici quatre études, qui chacune aborde une des problématiques citées ci-dessus : l'influence de l'effort d'écoute lors de communications radios ; l'étude du niveau d'expertise auditive des opérateurs sur la compréhension de messages radios multiples ; le développement d'un nouveau test de compréhension de la parole en français ; la compréhension de la parole dans le bruit et les pertes auditives cachées.

EFFORT D'ÉCOUTE DANS UNE SITUATION MULTI-LOCUTEURS

Pour une même performance de compréhension de la parole, il est crucial de rechercher la charge cognitive la moins élevée possible pour l'auditeur. En effet, un effort cognitif élevé pour atteindre un certain degré de performance dans une situation de laboratoire se traduira par plus de fatigue en situation réelle, et par une baisse de performance. L'importance de cette considération de l'effort de l'auditeur pour parvenir à comprendre un message a été soulignée depuis une quinzaine d'années dans la littérature (Sarampalis et al., 2009), et est depuis amplement étudié (voir par exemple (Peelle, 2018)).

Afin d'investiguer la charge cognitive mise en jeu lors d'une tâche d'écoute multi-locuteurs, nous avons étudié la mesure de l'activité corticale par fNIRS (fonctionnelle Near Infrared Spectroscopy, spectroscopie fonctionnelle en proche infra-rouge) lors d'une tâche dite de "cocktail party" (Andéol et al., 2017).

Cette technique de fNIRS a l'avantage de pouvoir être mise en place « sur le terrain » (Ayaz et al., 2013), et est largement utilisée pour mesurer la charge cognitive (Ayaz et al., 2012; Mandrick et al., 2016).

La tâche de cocktail party consistait à rapporter le message émis par une source sonore cible en présence d'une source masque co-occurente. L'activité cérébrale préfrontale a été quantifiée au cours de conditions expérimentales qui variaient selon le rapport d'intensité sonore entre la cible et le masque (+4 dB, -4 dB, -12 dB) et selon l'écartement spatial entre les sources cible et masque (0 vs 120°).

Nous avons montré, de manière cohérente avec la littérature, que la performance est quasi maximale lorsque les locuteurs sont spatialement séparés (Figure 1). De manière intéressante et nouvelle, l'effort d'écoute était réduit par la séparation spatiale mais seulement pour le rapport d'intensité intermédiaire (Figure 1). Pour le rapport d'intensité défavorable, il n'y avait pas de réduction de l'effort d'écoute. Ainsi la réduction de l'effort d'écoute dépend du rapport d'intensité entre les voix cible et masquante. Le fait de prendre en compte cette variable a permis de réconcilier les résultats en apparence divergents des études précédentes (Xia et al., 2015; Zekveld et al., 2014).

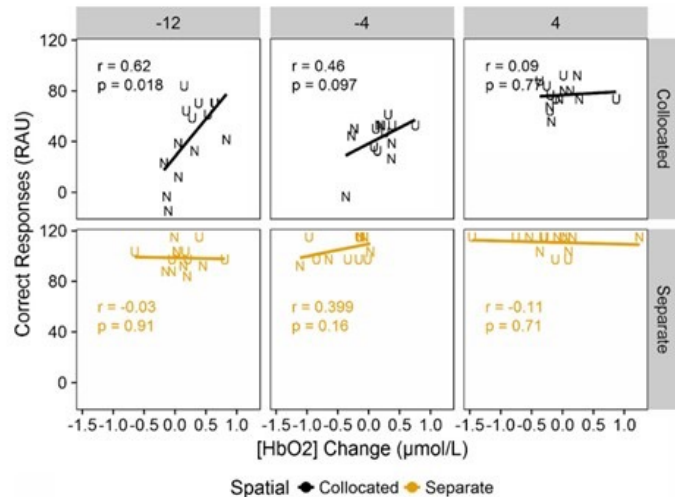
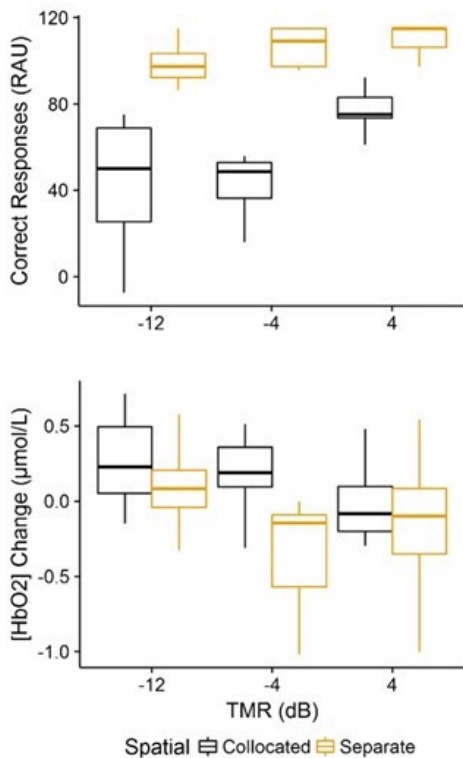


Figure 1. (gauche) Performance d'intelligibilité (en haut) et effort d'écoute (en bas) en situation multi-locuteurs (médiane et intervalle interquartile). L'effort d'écoute est évalué grâce à la fNIRS par les variations de concentration hémoglobine oxygénée [HbO2] au niveau du cortex préfrontal. Ces deux variables sont représentées en fonction du rapport d'intensité (TMR pour Target to Masker Ratio) entre la voix cible et la voix masquante. La séparation spatiale améliore la performance quel que soit le rapport d'intensité entre les voix tandis qu'elle ne réduit la charge cognitive que pour le rapport d'intensité intermédiaire. (droite) Performance en fonction de l'effort d'écoute pour toutes les conditions expérimentales. Pour la condition de locuteurs co-localisés et rapport d'intensité défavorable, la performance est positivement corrélée à l'effort d'écoute. Extrait de (Andéol et al., 2017)

L'apparente variabilité interindividuelle nous a poussé à analyser plus précisément les causes sous-jacentes de cette variabilité. Concernant les performances comportementales, la variabilité est maximale pour la condition intuitivement la plus difficile : la condition avec les locuteurs co-localisés et le rapport d'intensité défavorable. Dans cette condition, l'effort d'écoute semblait expliquer en partie la variabilité inter-individuelle, plus précisément la performance augmentait avec l'effort d'écoute (Figure 1). A contrario, la variabilité inter-individuelle la plus faible a été relevée pour la même condition de rapport d'intensité entre les voix mais avec des locuteurs spatialement séparés.

Pour revenir à notre thématique des communications radios multiples pour les militaires, nous avons ainsi montré que la spatialisation des sources sonores (appelé son 3D) permet d'obtenir une performance quasi parfaite y compris pour les conditions où le message masque est beaucoup plus intense que le message cible (-12 dB). La spatialisation permet également de réduire la variabilité inter-individuelle. Ce gain de performance n'entraîne pas une activation corticale plus élevée, résultat important d'un point de vue applicatif.

EFFET D'EXPERTISE AUDITIVE LORS D'ÉCOUTE MULTI-LOCUTEURS

Certains militaires sont beaucoup plus exposés que d'autres aux situations multi-locuteurs ; c'est notamment le cas des opérateurs des systèmes AWACS (Airborne Warning And Control Systems ou SDCA pour Système de

Détection et de Commandement Aéroporté). Nous avons cherché à comprendre et analyser l'activité de ces opérateurs, afin d'en identifier les composantes élémentaires et mettre à jour les briques de l'activité cognitive (ou perceptive) sur lesquelles s'appuie leur expertise (Suied, 2014). Le paragraphe suivant résume très brièvement les aspects importants pour la suite.

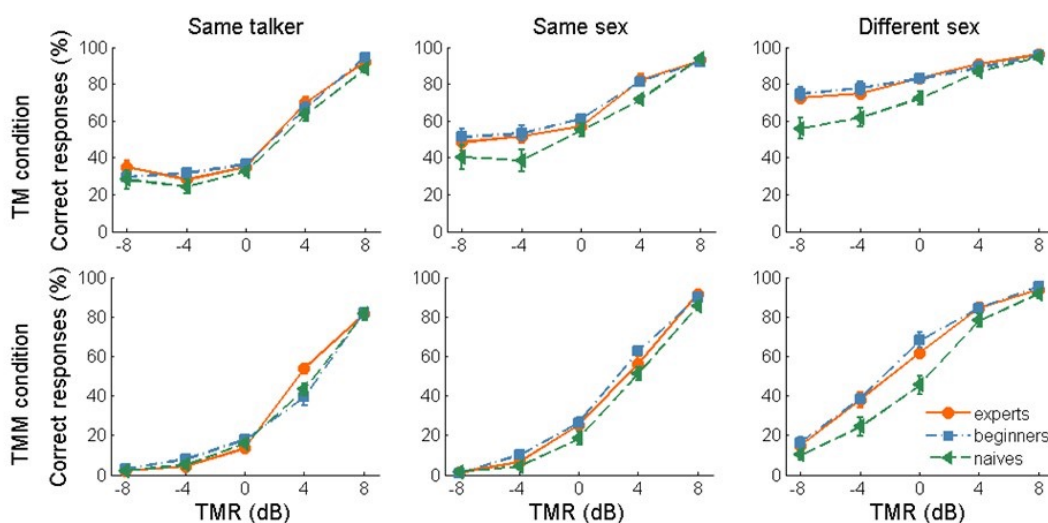
Ces opérateurs AWACS doivent gérer jusqu'à neuf fréquences de communications radio au cours d'une même mission, soit neuf flux de paroles potentiellement simultanés, en diotique (donc aucune latéralisation des radios, ou de spatialisation par le son 3D). Il est rare que les neuf soient actives simultanément ; cependant, une écoute constante de 2 ou 3 flux est classique. De plus, les communications se font systématiquement dans une langue non maternelle (anglais). Les contraintes auxquelles ces opérateurs AWACS sont soumis sont nombreuses : pression temporelle liée au contexte opérationnel, bruit de l'environnement (bruit de l'avion, des machines embarquées dans l'avion, et bruit de voix des autres opérateurs), réalisation de tâches multiples simultanées (tâche visuo-motrice, tâche impliquant la mémoire de travail, ...), mouvement de l'avion. La principale difficulté exprimée spontanément par tous les personnels, expérimentés ou non, réside dans la compréhension des messages verbaux. La gestion de ces multiples messages est décrite comme une des clés de voute de l'expertise de ces opérateurs : ils rapportent des différences inter-individuelles importantes dans leur capacité à gérer les communications radios, liées à leur degré d'expertise (une expertise acquise au bout de quelques années). La formation pour être opérateur AWACS est en effet très longue,

Figure 2. Performances moyennes d'écoute pour des situations à 2 locuteurs (TM, pour 1 target 1 masker) et à 3 locuteurs (TMM, pour 1 target, 2 maskers). Les phrases cibles et masques pouvaient être prononcées par le même locuteur (condition impossible en situation réelle, qui permet d'avoir une condition référence) ; par des locuteurs de même sexe, ou par des locuteurs de sexe différents. Les rapports d'intensité entre cible et masque (TMR, pour Target to Masker Ratio) variaient de -8 dB à 8 dB. Les opérateurs AWACS (experts et novices) avaient de meilleurs taux de reconnaissance correcte que les auditeurs naïfs.

et la plupart des experts désigne l'écoute multi-locuteurs comme principale capacité limitante pour progresser dans la formation.

In fine, identifier les potentielles capacités basiques sous-tendant cette apparente expertise auditive pourrait permettre de proposer des pistes pour optimiser la formation des novices. Nous avons alors mené un projet qui visait, d'une part, à vérifier, dans des conditions expérimentales contrôlées, l'existence de l'expertise auditive des opérateurs AWACS, et d'autre part, à essayer d'en comprendre l'origine.

Les performances d'écoute ont été comparées dans 3 groupes d'auditeurs : des opérateurs experts, des opérateurs novices, et des auditeurs naïfs. L'intelligibilité d'une phrase cible au sein de phrases masquées a été mesurée dans plusieurs conditions à l'aide du corpus CRM (Coordinate Response Measurement, (Bolia et al., 2000)) – corpus d'ailleurs développé initialement pour les opérateurs AWACS américains, avant son utilisation intensive par la plupart des laboratoires en Audition dans le monde. Les différentes conditions sont détaillées dans la Figure 2.



De multiples pistes sous-tendant l'expertise auditive sont possibles. L'expertise auditive des opérateurs AWACS pourrait être comparée à celle des musiciens, seuls autres experts auditifs classiquement étudiés. Des différences ont été observées dans l'activité du système olivo-cochléaire efférent médian entre musiciens et non-musiciens (Micheyl et al., 1997). Nous avons alors choisi de faire la même hypothèse, soit que des individus avec des capacités auditives particulières présentent des différences dans leur activité du système olivo-cochléaire efférent médian. Cette activité était mesurée par la suppression controlatérale des otoémissions (Collet et al., 1990).

Aucune différence entre les groupes d'auditeurs n'a été observée dans la condition contrôle (non représentée sur la figure), de parole dans le bruit (une phrase cible dans le bruit), situation de masquage énergétique.

Dans les conditions de masquage informationnel (parole dans la parole), des différences parfois importantes ont été relevées entre les opérateurs AWACS (experts et novices réunis) et les auditeurs naïfs (Figure 2).

En revanche, nous n'avons pas trouvé de lien entre la mesure du système olivo-cochléaire efférent médian et les performances des auditeurs.

L'absence de différence entre experts et novices peut s'expliquer par le choix des opérateurs novices. En effet, les compétences auditives ne sont pas les seules qu'un opérateur AWACS doit travailler ; les novices désignés pour cette étude avaient déjà une petite expérience, en simulateur, et de quelques vols. Il reste tout de même intéressant d'observer de telles différences entre opérateurs AWACS et auditeurs naïfs : leur expertise tient bien, au moins en partie, sur leur capacité d'écoute multi-locuteurs. Quant à l'origine de cette expertise, différentes hypothèses restent encore ouvertes. Parmi toutes les hypothèses, celle du système olivo-cochléaire efférent médian n'est pas nécessairement à rejeter.

Dans le cadre d'un apprentissage perceptif d'écoute de la parole dans le bruit, il a été montré que l'activité de ce système n'était pas reliée directement aux performances moyennes, un jour donné, mais reflétait en fait la variation de la performance d'un auditeur par rapport à ses performances individuelles mesurées avant entraînement (de Boer & Thornton, 2008).

Dans une étude ultérieure, nous avons exploré la variabilité inter individuelle parmi une population d'auditeurs naïfs via la mesure de leur activité corticale avec la fNIRS. Nos résultats ont été en faveur d'un rôle des fonctions exécutives, en particulier de la capacité à inhiber le message du locuteur masque (Lanzilotti et al., 2022).

LES PERFORMANCES D'ÉCOUTE ONT ÉTÉ COMPARÉES DANS 3 GROUPES D'AUDITEURS : DES OPÉRATEURS EXPERTS, DES OPÉRATEURS NOVICES, ET DES AUDITEURS NAÏFS.

DÉVELOPPEMENT D'UN MRT (MODIFIED RHYME TEST) EN FRANÇAIS

Les études menées jusqu'ici sur la compréhension de la parole en situation multi-locuteurs étaient basées sur des corpus en anglais. Ce point peut être limitant, car la plupart des militaires ne communiquent pas forcément en anglais entre eux. Récemment, afin d'évaluer l'intelligibilité de systèmes de communication, nous avons développé un test en français, basé sur son équivalent anglais.

La méthode comportementale la plus communément utilisée pour évaluer l'intelligibilité des systèmes de communication militaires est le MRT Modified Rhyme Test ou test de rimes modifié (House et al., 1965). Ce test consiste à faire prononcer au locuteur un mot monosyllabique et à demander à l'auditeur de l'identifier parmi six mots possibles qui varient selon la consonne initiale ou la consonne finale. L'intérêt de faire varier les consonnes provient du

fait que les sons de consonnes sont facilement altérés par les systèmes radio. Développé pour des besoins militaires, le MRT est également largement employé dans des contextes civils, et a été choisi par l'American National Standards Institute comme test standard pour l'évaluation de l'intelligibilité des systèmes de communication (Institute (ANSI), 1989).

Nous avons donc développé la version française du MRT, baptisée Fr-MRT (Zimpfer et al., 2020). Nous avons évalué la variation des mesures comportementales selon trois paramètres : le rapport signal/bruit (RSB), le locuteur, et la répétition de la session pour tester un éventuel effet d'apprentissage. Cette méthode est similaire à celle entreprise pour le MRT original (House et al., 1965).

Nous avons développé les listes de mots à partir de 2 critères principaux : la fréquence d'occurrence des consonnes à travers les listes devait être similaire à celle des consonnes (Combescure, 1981) dans la langue française (**Figure 3**) ; les mots choisis devaient être familiers.

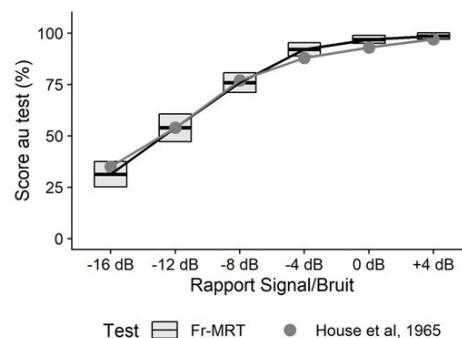
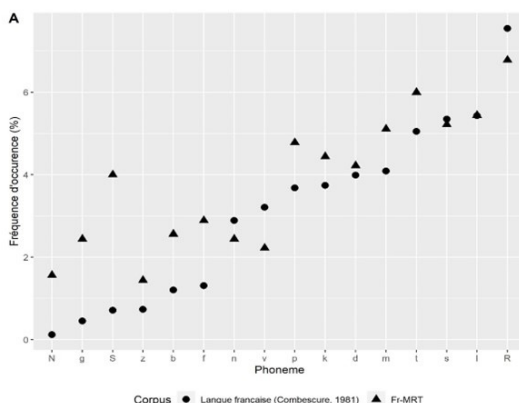


Figure 3. (gauche) Fréquence d'occurrence des consonnes dans le français parlé (Combescure, 1981) comparé à la fréquence d'occurrence dans le Fr-MRT. (droite) Scores moyens (et écarts-types) obtenus au Fr-MRT comparés à ceux du MRT original pour les différents rapports signal/bruit. Extrait de (Zimpfer et al., 2020).

Nous avons ensuite testé la validité de notre corpus via différentes mesures, notamment l'intelligibilité des listes de mots dans du bruit. Les scores obtenus dans les deux études sont très proches. Le processus de validation expérimentale du Fr-MRT a suivi celui utilisé pour le MRT original. Ainsi, comme pour le MRT original, nous n'avons pas mis en évidence d'effet d'entraînement ni d'effet du locuteur.

L'absence d'effet d'entraînement autorise à réaliser des mesures de Fr-MRT chez un personnel non spécifiquement entraîné ce qui facilitera son usage en environnement militaire. De même l'absence d'effet du locuteur autorise à utiliser le Fr-MRT, en « direct » avec un locuteur et un auditeur placés en situation opérationnelle disposant d'un système de radiocommunication à tester.

Parmi les autres tests de compréhension de la parole largement employés dans la littérature figure le CRM (voir le chapitre « Effet d'expertise auditive lors d'écoute multi-locuteurs »), test le plus populaire pour étudier le masquage énergétique et les situations multilocuteurs. Après l'avoir utilisé dans les études présentées ci-dessus, nous avons

décidé d'en développer une version française, notamment afin de réduire de potentiels biais liés de maîtrise de l'anglais chez des auditeurs de langue maternelle française (voir Nguyen et al., 2025).

COMPRÉHENSION DE LA PAROLE DANS LE BRUIT ET PERTES AUDITIVES CACHÉES

Outre des facteurs exogènes, qui jouent sur la compréhension de la parole dans le bruit (présence d'un autre locuteur, état du système de communication, par exemple), les facteurs endogènes (comme l'état auditif) ont également un rôle crucial dans la dégradation de la compréhension de la parole. Nous présentons ici une étude portant sur les prédicteurs de la compréhension de la parole dans le bruit, chez des individus exposés au bruit professionnellement (Andéol et al., 2024).

Le suivi auditif des militaires exposés au bruit, comme pour les professionnels exposés au bruit, repose actuellement sur l'audiométrie tonale liminaire. Cependant, la compréhension

de la parole en présence de bruit est particulièrement difficile pour les individus exposés professionnellement au bruit, en raison du masquage énergétique des signaux de parole, mais aussi de lésions auditives induites par le bruit (Le Prell & Clavier, 2017). Pendant des années, la surveillance des seuils audiométriques conventionnels a été la méthode habituelle pour vérifier et préserver la fonction auditive. Cependant, même chez des individus avec des seuils auditifs normaux, étaient retrouvées des difficultés à comprendre la parole dans le bruit (Hope et al., 2013). Depuis l'étude princeps de Kujawa et Liberman (Kujawa & Liberman, 2009), qui a montré chez l'animal qu'une exposition au bruit pouvait entraîner l'apparition de synaptopathies cochléaires irréversibles, de nombreux groupes de recherche se sont intéressés à cette synaptopathie cochléaire, ou "pertes auditives cachées" (Plack et al., 2014). Il est donc nécessaire de développer nouveaux outils de surveillance audiolinguistiques, qui seraient définis par rapport à la capacité à comprendre la parole dans le bruit.

Cependant, dans la littérature, la liste des prédicteurs de la compréhension de la parole dans le bruit est extrêmement vaste. Nous avons alors cherché à identifier les variables les plus importantes qui prédisent la compréhension de la parole dans le bruit, afin de suggérer une nouvelle méthode de suivi de l'état auditif. Des variables physiologiques (produits de distorsion des émissions otoacoustiques, électrocochléographie) et comportementales (seuils de détection des modulations d'amplitude et de fréquence, seuils audiométriques conventionnels et très hautes fréquences) ont été collectées dans une population d'individus présentant une exposition professionnelle au bruit relativement homogène : des motocyclistes. Ces variables ont été utilisées comme prédicteurs dans un modèle statistique (forêt aléatoire) pour prédire les scores de trois tests différents de compréhension de la parole en présence de bruit (identification de consonnes, reconnaissance de mots dans le bruit, Framatrix).

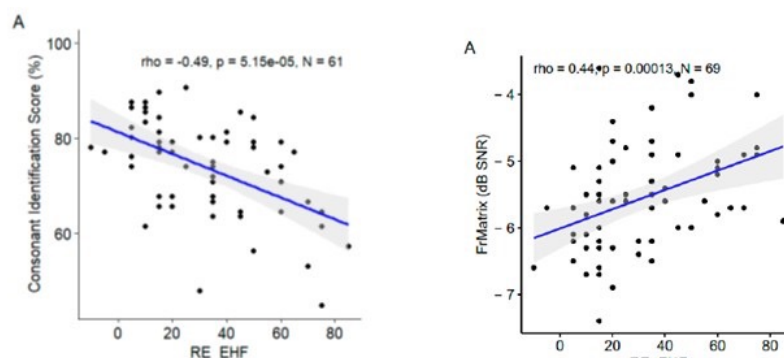


Figure 4. (gauche) Vue extérieure du Laboratoire mobile d'audition de l'IRBA, équipé de 4 cabines audiométriques. (milieu) corrélation entre le score au test d'identification de consonnes (VCVCs) et le seuil audiométrique à droite très haute fréquence, à 12500 Hz. Un seuil bas est corrélé avec des meilleures performances de reconnaissance (droite) corrélation entre le score au FraMatrix (French Sentence Matrix Test) et le seuil audiométrique à droite très haute fréquence, à 12500 Hz. Là aussi, un seuil bas est corrélé avec des meilleures performances au test de reconnaissance de phrases. (adapté de Andéol et al., 2024)

Les résultats de cette étude sont bien évidemment très riches, de par la grande quantité de données, entre autres (72 participants, 3 demi-journées de mesures). Nous présentons ici le résultat principal : le seuil audiométrique haute fréquence (12500 Hz) semble être le meilleur prédicteur de la compréhension de la parole dans le bruit (quel que soit le test considéré ; voir Figure 4).

Ces seuils audiométriques hautes fréquences constituent ainsi une piste prometteuse pour une nouvelle méthode de suivi des professionnels exposés au bruit.

CONCLUSION

Comprendre la parole en environnement complexe est une des thématiques clés en Audition. Nous avons présenté dans cet article

quatre études autour de cette question, toutes avec un volant applicatif. Nos travaux ont mis en évidence : l'impact de la spatialisation sonore sur la réduction de l'effort d'écoute ; l'influence d'une expertise auditive acquise en contexte opérationnel sur la compréhension de la parole dans la parole ; l'importance de disposer d'outils d'évaluation adaptés à la langue (ici, le français). Enfin, nous avons montré, en accord avec des travaux récents d'autres laboratoires, que la recherche de nouveaux marqueurs auditifs, comme les seuils hautes fréquences, pourrait offrir une voie prometteuse pour détecter précocement les "pertes auditives cachées". L'ensemble de ces résultats ouvre des perspectives concrètes pour optimiser la formation, le suivi, et les conditions de travail des opérateurs soumis à des environnements auditifs exigeants. ■

RÉFÉRENCES

Andéol, G., Paraouty, N., Giraudet, F., Wallaert, N., Isnard, V., Moulin, A., & Suied, C. (2024). Predictors of Speech-in-Noise Understanding in a Population of Occupationally Noise-Exposed Individuals. *Biology*, 13(6), 416. <https://doi.org/10.3390/biology13060416>

Andéol, G., Suied, C., Scannella, S., & Dehais, F. (2017). The Spatial Release of Cognitive Load in Cocktail Party Is Determined by the Relative Levels of the Talkers. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 18(3), 457-464. <https://doi.org/10.1007/s10162-016-0611-7>

Ayaz, H., Onaral, B., Izzetoglu, K., Shewokis, P. A., McKendrick, R., & Parasuraman, R. (2013). Continuous monitoring of brain dynamics with functional near infrared spectroscopy as a tool for neuroergonomic research: Empirical examples and a technological development. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00871>

Ayaz, H., Shewokis, P. A., Bunce, S., Izzetoglu, K., Willems, B., & Onaral, B. (2012). Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment. *NeuroImage*, 59(1), 36-47. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.06.023>

Bolia, R. S., Nelson, W. T., Ericson, M. A., & Simpson, B. D. (2000). A speech corpus for multitalker communications research. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107(2), 1065-1066. <https://doi.org/10.1121/1.428288>

Collet, L., Kemp, D. T., Veuillet, E., Duclaux, R., Moulin, A., & Morgon, A. (1990). Effect of contralateral auditory stimuli on active cochlear micro-mechanical properties in human subjects. *Hearing Research*, 43(2-3), 251-261. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(90\)90232-E](https://doi.org/10.1016/0378-5955(90)90232-E)

Combescurie, P. (1981). 20 listes de dix phrases phonétiquement équilibrées. *Revue d'acoustique*, 56, 34-38.

de Boer, J., & Thornton, A. R. D. (2008). Neural Correlates

of Perceptual Learning in the Auditory Brainstem: Efferent Activity Predicts and Reflects Improvement at a Speech-in-Noise Discrimination Task. *Journal of Neuroscience*, 28(19), 4929-4937. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0902-08.2008>

Hope, A. J., Luxon, L. M., & Bamiau, D.-E. (2013). Effects of chronic noise exposure on speech-in-noise perception in the presence of normal audiometry. *The Journal of Laryngology & Otology*, 127(3), 233-238. <https://doi.org/10.1017/S00222511200299X>

House, A. S., Williams, C. E., Heker, M. H., & Kryter, K. D. (1965). ARTICULATION-TESTING METHODS: CONSONANTAL DIFFERENTIATION WITH A CLOSED-RESPONSE SET. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 37, 158-166.

Institute (ANSI), A. N. S. (1989). Method for measuring the intelligibility of speech over communication systems (ANSI S3. 2). ANSI, Inc New York.

Kujawa, S. G., & Liberman, M. C. (2009). Adding Insult to Injury: Cochlear Nerve Degeneration after "Temporary" Noise-Induced Hearing Loss. *The Journal of Neuroscience*, 29(45), 14077-14085. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2845-09.2009>

Lanzilotti, C., Andéol, G., Micheyl, C., & Scannella, S. (2022). Cocktail party training induces increased speech intelligibility and decreased cortical activity in bilateral inferior frontal gyri. A functional near-infrared study. *PLoS One*, 17(12), e0277801. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0277801>

Le Prell, C. G., & Clavier, O. H. (2017). Effects of noise on speech recognition: Challenges for communication by service members. *Hearing Research*, 349, 76-89. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.10.004>

Mandrick, K., Peysakhovich, V., Rémy, F., Lepron, E., & Causse, M. (2016). Neural and psychophysiological correlates of human performance under stress and high mental workload. *Biological Psychology*, 121, 62-73. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2016.10.002>

Micheyl, C., Khalfa, S., Perrot, X., & Collet, L. (1997). Difference in cochlear efferent activity between musicians and non-musicians. *NeuroReport*, 8(4), 1047-1050. <https://doi.org/10.1097/00001756-199703030-00046>

Nguyen, L., Arnold, G., Andéol, G., & Isnard, V. (2025). Speech intelligibility in multitalker situations with vibrotactile spatial cueing. *JASA Express Letters*, 5(6), 065202. <https://doi.org/10.1121/10.0036850>

Peelle, J. E. (2018). Listening Effort: How the Cognitive Consequences of Acoustic Challenge Are Reflected in Brain and Behavior. *Ear & Hearing*, 39(2), 204-214. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000494>

Plack, C. J., Barker, D., & Prendergast, G. (2014). Perceptual Consequences of "Hidden" Hearing Loss. *Trends in Hearing*, 18, 2331216514550621. <https://doi.org/10.1177/2331216514550621>

Sarampalis, A., Kalluri, S., Edwards, B., & Hafter, E. (2009). Objective Measures of Listening Effort: Effects of Background Noise and Noise Reduction. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 52(5), 1230-1240. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2009\)08-0111](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2009)08-0111)

Xia, J., Nooraei, N., Kalluri, S., & Edwards, B. (2015). Spatial release of cognitive load measured in a dual-task paradigm in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 137(4), 1888-1898. <https://doi.org/10.1121/1.4916599>

Zekveld, A. A., Rudner, M., Kramer, S. E., Lyzenga, J., & Rönnerberg, J. (2014). Cognitive processing load during listening is reduced more by decreasing voice similarity than by increasing spatial separation between target and masker speech. *Frontiers in Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00088>

Zimpfer, V., Andéol, G., Blanck, G., Suied, C., & Fux, T. (2020). Development of a French version of the Modified Rhyme Test. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 147(1), EL55-EL61. <https://doi.org/10.1121/10.0000559>



Groupe Olbinski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

ALEXIS HEE



AUDIOPROTHÉSISTE
DE

SUPERVISION :
NICOLAS VANNON
PHD

IMPACT DE LA DÉFICIENCE VISUELLE SUR L'INTELLIGIBILITÉ AUDIOVISUELLE DANS LE BRUIT

Ce mémoire étudie l'impact de la déficience visuelle sur l'intelligibilité de la parole dans des environnements bruyants, en évaluant des sujets normo-entendants et appareillés. Les participants ont passé un test FraMatrix audiovisuel avec différentes acuités visuelles. Les résultats montrent une dégradation significative de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit lorsque l'acuité visuelle diminue. Cette étude souligne l'importance de la prise en charge globale des déficiences sensorielles chez les patients malentendants pour améliorer leur qualité de vie et réduire les risques d'isolement social.

INTRODUCTION

La presbycousie, ou perte auditive liée à l'âge, est le déficit sensoriel le plus courant chez les personnes âgées. Cette condition se manifeste par une perte auditive neurosensorielle bilatérale et progressive, particulièrement marquée dans les hautes fréquences (Bowl & Dawson, 2019). La compréhension de la parole devient ainsi particulièrement difficile dans les environnements bruyants (Wang & Puel, 2020). La prise en charge de la presbycousie est cruciale, car ses conséquences vont bien au-delà de la simple perte d'audition. En effet, elle peut entraîner un isolement social, des chutes, des dépressions tardives, et même augmenter le risque de démence (Bowl & Dawson, 2019).

Selon l'étude Eurotrack réalisée en 2022, les situations d'écoute les plus importantes pour les porteurs d'appareils auditifs sont à la maison avec des membres de la famille et lors de conversations avec de grands groupes. 15 % des personnes interrogées sont insatisfaites de leurs appareils auditifs lors de conversation en grand groupe, et ce chiffre monte à 19 % lors de l'utilisation en milieu bruyant (EIHMA, 2022). Cette gêne en milieu bruyant s'accroît avec l'âge (Decambron et al., 2022). Il a été

trouvé une différence de rapport signal sur bruit de 6 dB entre le groupe 20 à 30 ans et le groupe âgé de plus de 70 ans.

Nous pensons souvent que la parole se compose uniquement de sons, mais il est important de se rappeler que nous évoluons dans un monde audiovisuel. Ainsi, au quotidien, les sujets malentendants peuvent s'appuyer sur un allié de poids pour faire face à ces environnements bruyants : la lecture labiale (Schreitmüller et al., 2018). Émilie Ernst la définit comme étant le fait de « traiter le signal de parole d'autrui par le canal visuel, en interprétant les mouvements visibles de ses lèvres, de sa langue, de sa mâchoire inférieure, de son menton ainsi que la position de ses dents, ses expressions faciales, voire le mouvement de ses mains et de son corps, tout en s'appuyant sur

ses connaissances linguistiques et les éléments contextuels disponibles pour reconstruire le message transmis » (Borel et al., 2020). Nous avons récemment pris conscience de l'intérêt de la lecture labiale avec l'utilisation du masque chirurgical durant la pandémie de la COVID-19 (Bottalico et al., 2020). En milieu bruyant, il y a une baisse de la compréhension de 20 % lorsque le locuteur porte un masque chirurgical (Yi et al., 2021). Cela démontre l'intérêt de la lecture labiale en situation défavorable.

Ce résultat s'explique par l'intégration multisensorielle, mécanisme par lequel le cerveau combine et traite simultanément les informations auditives et visuelles pour améliorer la perception et la compréhension de la parole (Pepper & Nuttall, 2023). L'effet McGurk est une illustration fascinante de ce mécanisme. Il s'agit d'une illusion auditive-visuelle où la perception d'un phonème est altérée par des informations visuelles contradictoires. Par exemple, entendre le son /ba/ tout en voyant des mouvements de lèvres correspondant à /ga/ peut conduire à percevoir un son hybride comme /da/. Cela démontre que le cerveau utilise les indices auditifs et visuels à sa disposition afin de former une perception cohérente, même si elle peut être incorrecte dans ce cas particulier (Tiippana, 2014). Il faut cependant noter que ces capacités d'intégration multisensorielles tendent à diminuer avec l'âge (Pepper & Nuttall, 2023).

Si nous devons nous baser uniquement sur la lecture labiale, nous serions capables de reconnaître près d'un mot sur quatre (Fernandez-Lopez & Sukno, 2017). Ces résultats ont été obtenus chez des personnes n'ayant pas reçu un apprentissage spécifique de la lecture labiale. Il faut savoir qu'il est possible d'effectuer un apprentissage auprès d'un(e) orthophoniste afin d'améliorer sa lecture labiale. Cet apprentissage est d'ailleurs reconnu par la sécurité sociale depuis 1972 et est mentionné à plusieurs reprises dans la recommandation de parcours de soins du patient presbycousique (Hung Thai-Van et al., 2022). Cependant, les résultats en lecture labiale sont très variables et ce même au sein d'une population homogène (van de Rijt et al., 2019).

L'un des facteurs déterminants de la lecture labiale réside dans la performance visuelle. La capacité de lecture labiale est affectée négativement par la dégradation des performances visuelles, laquelle

**CETTE ÉTUDE SOULIGNE
L'IMPORTANCE DE LA PRISE
EN CHARGE GLOBALE DES
DÉFICIENCES SENSORIELLES CHEZ
LES PATIENTS MALENTENDANTS
POUR AMÉLIORER LEUR QUALITÉ
DE VIE ET RÉDUIRE LES RISQUES
D'ISOLEMENT SOCIAL.**

MOTS CLÉS

*Framatrix
Audiovisuel ;
Intelligibilité
audiovisuelle ;
Intégration
multisensorielle ;
Lecture labiale ;
Acuité visuelle.*

peut être attribuée à diverses pathologies (Erber & Osborn, 1994).

Cela est un vrai problème pour les porteurs d'appareils auditifs âgés, car le vieillissement est le principal facteur de risque pour de nombreuses pathologies oculaires, comme la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), la cataracte ou encore le glaucome (Organisation Mondiale de la Santé, 2020). En France, près de 1,7 millions de personnes sont déficientes visuelles. Parmi elles, 207 000 sont aveugles ou malvoyantes profondes, 932 000 malvoyantes moyennes et 560 000 malvoyantes légères. Cette prévalence augmente avec l'âge. Les personnes déficientes visuelles représentent moins de 2 % de la population des moins de 50 ans, 20 % des personnes âgées de 85 à 89 ans et 38 % des plus de 90 ans (Sander & Bournot, 2005).

De plus, il existe une corrélation entre la perte visuelle et la perte auditive. D'après une étude menée en 2006 (Chia et al., 2006), un patient présentant une cataracte à un risque de perte auditive augmenté par 30 %, et ce risque est de 60 % pour un patient atteint de DMLA. Cette même étude a mis en évidence une augmentation de risque de surdité de 18 % par ligne perdue de meilleure acuité visuelle corrigée. Cette étude suggère que cela est sans doute dû à des facteurs de risque communs, comme par exemple l'exposition au stress ou le tabagisme.

Outre ces pathologies, une autre cause possible de ces déficiences visuelles est la non correction du défaut visuel. Une récente étude a montré qu'en France près de 40 % des personnes âgées de plus de 78 ans ne portent pas de lunettes adaptées à leur vue (Naël et al., 2019).

Une acuité visuelle inférieure à 2,5/10 a un impact direct sur les capacités de lecture labiale (Erber & Osborn, 1994). Cependant, d'autres aspects visuels, comme la vision des contrastes, jouent également un rôle crucial (Dickinson & Taylor, 2011). Ces deux facteurs visuels, bien que distincts, sont fortement corrélés ($R^2 = 0,657$; $r = 0,811$). Plus l'acuité visuelle diminue, plus la vision des contrastes est altérée (West et al., 2002).

De récentes études (Llorach et al., 2022) (Le Rhun et al., 2023), réalisées à partir de versions audiovisuelles du Matrix, ont étudié l'apport de la lecture labiale sur l'intelligibilité audiovisuelle. Un test d'intelligibilité audiovisuelle évalue la capacité d'une personne à comprendre et interpréter des informations combinant à la fois le son et l'image. Dans le calme, l'apport de la lecture labiale permet une amélioration du seuil d'intelligibilité entre 7,0 dB (Llorach et al., 2022) à 9,25 dB (Le Rhun et al., 2023). Ces études ont également étudié l'apport de la lecture labiale dans l'intelligibilité d'un signal de parole en présence de bruit. Ainsi, des améliorations du rapport signal sur bruit de 4,6 dB (Le Rhun et al., 2023), et 5,0 dB (Llorach et al., 2022) ont été mises en évidence. Ces études ont comparé les performances entre les conditions audio seules et audiovisuelles. Cependant, lorsque la lecture labiale est altérée par une déficience visuelle, aucune recherche ne nous permet d'anticiper le résultat d'intelligibilité dans le bruit.

L'objectif de ce mémoire est d'investiguer l'impact de la déficience visuelle sur la compréhension de

la parole dans le bruit chez un sujet malentendant. Quantifier cette gêne liée à la baisse d'acuité nous permettra de mieux comprendre les gênes dans le bruit de certains patients malentendants et, par conséquent, de les aider au mieux. Pour cela, nous testerons leur intelligibilité audiovisuelle dans le bruit dans différentes conditions visuelles à l'aide d'un Framatrix audiovisuel et nous allons comparer ces résultats à ceux de sujets normo-entendants.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

POPULATION

CRITÈRE D'INCLUSION

Pour la réalisation de cette étude, nous avons formé trois groupes de sujets. Un premier groupe était composé de sujets normo-entendants (PTA inférieure à 20 dB HL) de moins de 30 ans. Le deuxième groupe était composé de sujets présentant une surdité de perception légère à moyenne de type presbycusie. Les sujets malentendants étaient appareillés depuis au moins six mois pour les tests. Cela a permis d'éviter le biais d'habituation aux appareils auditifs (Brooks, 1996). Notre critère d'étude était la dégradation du rapport signal sur bruit induit par la déficience visuelle et non les performances en audiométrie vocale dans le bruit. C'est pourquoi tous les types et toutes les gammes d'appareils ont été acceptés pour cette étude. En ce qui concerne les réglages, ceux effectués par l'audioprothésiste avant le début de l'étude ont été conservés. Ces deux groupes étaient de 15 individus et n'étaient pas comparables en âge. Afin d'avoir une idée de l'effet de l'âge sur les résultats, nous avons étudié un troisième groupe. Le troisième groupe était composé de sujets âgés de plus de 50 ans, normo-entendants selon la norme ISO 7029 (Wang & Puel, 2020). Pour faire partie de l'étude, les participants devaient présenter une vision normale, c'est-à-dire une acuité visuelle corrigée à 80 cm supérieure ou égale à 10/10. Ils ne devaient pas présenter de pathologie oculaire (Leat et al., 2020).

CRITÈRES D'EXCLUSION

Les sujets ayant suivi un apprentissage de la lecture labiale ou présentant une surdité unilatérale ont été exclus de cette étude.

MATÉRIELS

MATÉRIEL AUDIO

L'audiométrie tonale a été réalisée à l'aide d'un casque TDH 39. Cette audiométrie nous a permis de vérifier que le patient remplissait bien les critères d'inclusion de l'étude.

Pour l'audiométrie vocale dans le bruit, nous avons utilisé un FraMatrix audiovisuel (Le Rhun et al., 2023). Il s'agit d'un test vocal avec un bruit de fond à niveau sonore fixe et une voix à niveau variant de manière adaptative (Jansen et al., 2012). Dans la présente étude, nous avons utilisé une procédure adaptative ayant pour but d'atteindre un seuil d'intelligibilité de 80 % (SRT 80) afin d'éviter

l'effet plafond dû à la version audio-visuelle. En effet, certains participants sont capables de comprendre plus de 50 % des mots en se basant uniquement sur la lecture labiale (Van de Rijt et al., 2019). Les phrases utilisées dans le FraMatrix ont toutes la même structure syntaxique : prénom - verbe - nombre - objet - couleur. La version originale du FraMatrix comprend 280 phrases. Pour la version audiovisuelle, 150 phrases ont été gardées. 45 listes de 20 phrases ont ainsi été créées en gardant la voix de la version originale. Dans chaque liste, aucun mot n'apparaissait plus de deux fois et aucune phrase n'était répétée (Le Rhun et al., 2023). Le bruit utilisé dans le FraMatrix est le spectre à long terme de la superposition des 280 phrases possibles du FraMatrix (Jansen et al., 2012). Tout le long du test, ce bruit était à un niveau fixe de 65 dB SPL. Le niveau de la voix pour la première phrase de chaque liste était de 60 dB (Le Rhun et al., 2023).

Dans notre étude, le FraMatrix a été réalisé en condition diotique. La parole et le bruit seront émis par un unique haut-parleur situé en face du sujet.

MATÉRIEL VISUEL

Le support visuel du FraMatrix audiovisuel est une femme qui a été filmée devant un fond vert en répétant la phrase qu'elle entendait grâce à un écouteur placé dans son oreille gauche. Lors de l'enregistrement, l'oratrice avait pour consigne d'avoir un visage neutre, sans exagération d'articulation, tout en gardant les yeux fixés et concentrés sur la caméra en évitant de cligner des yeux. Puis, l'image et le son ont été synchronisés de façon à ce qu'il n'y ait pas de décalage entre les deux canaux (Le Rhun et al., 2023).

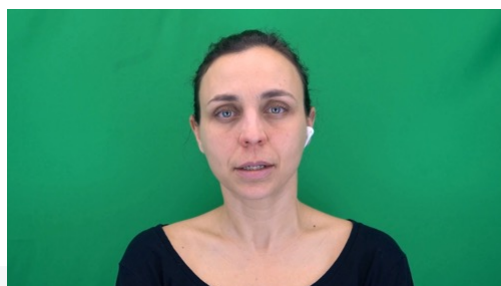


Figure 1. Support vidéo du FraMatrix audiovisuel

Le support visuel était projeté sur un écran situé à 80 cm en face du sujet, comme cela était le cas dans les différentes études réalisées sur le FraMatrix audiovisuel. Pour le choix des déficiences visuelles, nous nous sommes basés sur la classification des déficiences visuelles de l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé, 2020).

Afin de tester l'impact des différents niveaux de déficience nous avons dû simuler quatre degrés de déficiences visuelles différentes. Pour cela, nous avons utilisé des filtres de Bangerter qui permettent de moduler l'acuité visuelle et la sensibilité aux contrastes. Ce sont des filtres d'occlusion partielle utilisés pour le traitement de l'amblyopie chez l'enfant (Zhang et al., 2022). Des études ont démontré que les niveaux de flou

mesurés avec des filtres de Bangerter étaient conformes à ceux annoncés par les fabricants (Williamson et al., 2021). Avant de débiter cette étude, nous avons vérifié les acuités visuelles obtenues avec les filtres utilisés, afin de nous assurer que la déficience visuelle induite correspondait bien à celle que nous souhaitions tester. Pour ce faire, nous avons mesuré l'acuité visuelle de sujets normo-voyants en utilisant différents filtres.

Pour le choix des filtres, nous avons choisi des filtres 0,4 (acuité attendue : 4/10) pour la déficience visuelle légère, des filtres <0,1 (acuité attendue entre 1/20 et 1/10) pour la déficience visuelle sévère, et des filtres « perception lumineuse » (acuité attendue inférieure à 1/20) pour la cécité. Nous n'avons pas étudié la déficience visuelle modérée dans cette étude afin d'avoir une durée de passation plus raisonnable.

Nous avons apposé ces filtres de Bangerter sur des verres d'essai plan. Pour les sujets ne portant pas de lunettes, les verres plans munis de filtres de Bangerter ont été placés sur une paire de lunettes d'essai. Pour les sujets portant des lunettes, les verres plans munis de filtres de Bangerter ont été placés sur des clips d'essai.

MÉTHODES

Dans un premier temps, nous avons réalisé l'audiométrie tonale du sujet afin de s'assurer qu'il rentre dans les critères d'inclusion.

Nous avons ensuite réalisé une mesure d'acuité visuelle corrigée à 80 cm pour respecter les critères d'inclusion. Ces acuités visuelles ont été mesurées à l'aide d'une échelle logarithmique de vision de près. Il s'agit d'une échelle conçue de façon à ce que la progression de taille des lettres entre chaque ligne soit géométrique (Holladay, 2004). Les lignes sont présentées par pas de 0,1 LogMar. Chaque ligne d'acuité comporte cinq optotypes, qui étaient des lettres dans notre cas. Chaque optotype juste compte pour 0,02 LogMar. Pour faciliter la lecture des résultats, le fabricant de l'échelle a noté les acuités obtenues en acuité décimale. L'acuité décimale est obtenue à partir du score LogMar en utilisant la formule suivante : $10^{(-\text{VALogMAR})}$ (Mataftsi et al., 2019). L'échelle utilisée était calibrée pour un usage à 40cm. Nous avons dû multiplier par deux les résultats obtenus. Ainsi, le critère d'inclusion étant une acuité visuelle de 10/10 à 80cm, la lecture de la ligne 5/10 à 80cm permettait de valider ce critère. Une ligne était considérée comme juste si au minimum trois lettres sur cinq étaient justes (Holladay, 2004).

Une fois les critères d'inclusion validés, nous avons fait passer un examen cognitif aux sujets afin d'étudier le lien entre les résultats obtenus et les capacités cognitives. Nous avons décidé de réaliser un test MOCA (Montreal Cognitive Assessment) 7,3 présenté en annexe 1. Il s'agit d'une version alternative validée en français qui permet de détecter les troubles cognitifs légers. Le MOCA évalue plusieurs domaines cognitifs, incluant la mémoire, l'attention, le langage, les fonctions exécutives, les capacités visuo-spatiales, les capacités de calcul et l'orientation (Nasreddine & Patel, 2016).

Le sujet a ensuite été placé à 80cm, en face de l'écran et du haut-parleur. Nous avons réalisé une liste d'entraînement de 20 phrases comme recommandé par Jansen et al. afin de limiter l'effet d'entraînement (Jansen et al., 2012). Cette liste d'entraînement a été réalisée en condition audiovisuelle, dans les meilleures conditions de vision possibles. L'objectif de cette liste était le SRT 80.

Ensuite, nous avons réalisé le test FraMatrix audiovisuel dans les différentes conditions de déficiences visuelles ($AV > 10/10$; $AV = 4/10$; $AV < 1/10$; $AV < 1/20$). L'ordre de passage des différentes conditions visuelles a été randomisé à l'aide de Microsoft Excel. Ce protocole est résumé sur la figure 2.

ANALYSE STATISTIQUE

L'ensemble de l'analyse statistique a été réalisée sous JASP (version 0.18.0.0). La normalité des distributions au sein des différents groupes pour chaque déficience visuelle a été vérifiée grâce au test de Shapiro-Wilk. Le test de Student et l'Anova sont utilisés si la distribution est normale. Le test de Wilcoxon est utilisé si la distribution est anormale. Le seuil critique alpha est fixé à 0,05. La notation utilisée pour chacune des figures lors de tests significatifs est la suivante : * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et N.S pour non significatif.

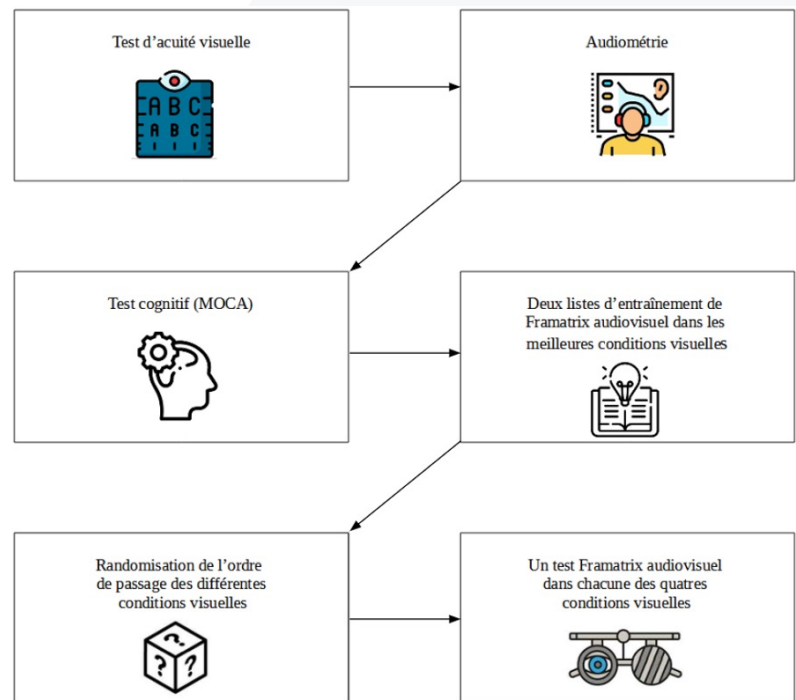
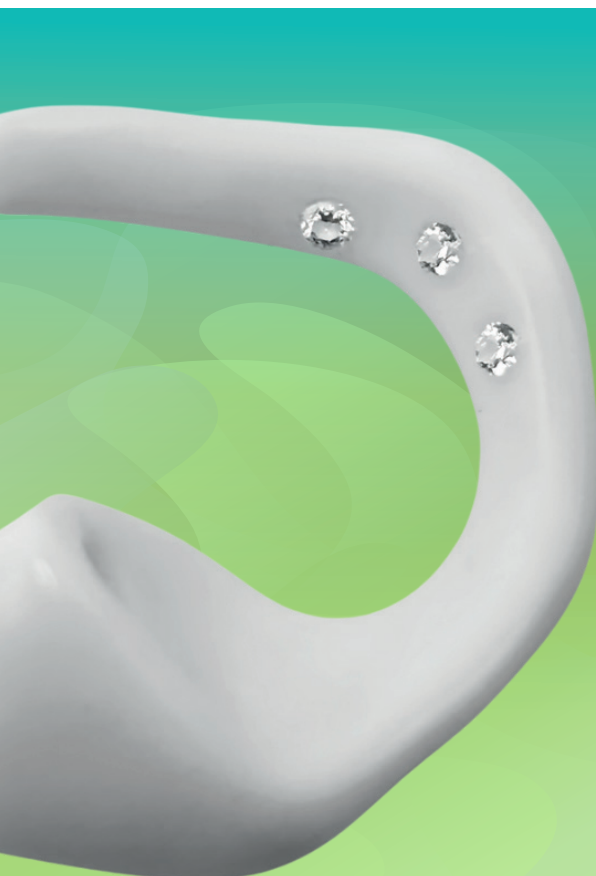


Figure 2. Protocole de l'expérience



Dispositifs médicaux
incrûstés de cristaux Swarovski



Un accessoire de mode
qui illuminera vos oreilles

Groupe	Âge	N	MOCA	Résultats au FraMatrix Audiovisuel		
				Dégradation du RSB par rapport au score obtenu avec une acuité $\geq 10/10$		
				4/10	1/10	<1/20
Sujets appareillés	63,9 $\pm$ 9,0	15	23,5 $\pm$ 3,04	0,5 $\pm$ 1,23	2,4 $\pm$ 1,81	6,1 $\pm$ 2,78
Normo-entendants jeunes	22,3 $\pm$ 3,8	15	28,4 $\pm$ 1,35	1,3 $\pm$ 1,73	1,6 $\pm$ 2,02	4,6 $\pm$ 2,74
Normo-entendants âgés	62,0 $\pm$ 8,8	4	26,6 $\pm$ 4,55	1,4 $\pm$ 1,27	1,3 $\pm$ 0,67	3 $\pm$ 1,24

Tableau 1. Tableau récapitulatif de la cohorte. Notation : Moyenne $\pm$ Ecart-type

Groupe	Acuité	Moyenne	P Value
Sujets appareillés	4/10	0,5	0,114
	1/10	2,4	<0,001
	<1/20	6,1	<0,001
Normo-entendants jeunes	4/10	1,3	0,013
	1/10	1,6	0,009
	<1/20	4,6	<0,001
Normo-entendants âgés	4/10	1,4	0,119
	1/10	1,3	0,031
	<1/20	3	0,006

Tableau 2. Test de student du RSB de chaque groupe dans chaque condition de déficience par rapport au RSB dans la condition d'acuité visuelle $\geq 10/10$

Pour chaque groupe, nous avons réalisé une Anova afin de comparer les résultats obtenus au SRT80 dans chacune des conditions visuelles. Ensuite, pour chaque condition visuelle, nous avons effectué un test de Student afin d'évaluer la significativité statistique de la dégradation observée par rapport au score obtenu avec une acuité visuelle de 10/10. Nous avons ensuite réalisé des tests post-hoc avec la correction de Holm afin d'étudier plus en détail les interattractions entre les différents groupes et les différentes conditions.

RÉSULTATS

La cohorte de cette étude comporte trois groupes. Le premier groupe était composé de 15 sujets appareillés. La moyenne d'âge de ce groupe était de 63,9 ans, avec un écart-type (EC) de 9,0 ans. Leur résultat au test MOCA était en moyenne de 23,5 (EC = 3,04). Le deuxième groupe était composé de 15 normo-entendants jeunes (moins de 30 ans), d'âge moyen 22,3 (EC = 3,8) et de score MOCA moyen de 28,4 (EC = 1,35). Enfin, le troisième groupe était composé de 4 sujets normo-entendants âgés de plus de 50ans, avec un âge moyen de 62,0 ans (EC = 8,8) et de score MOCA moyen de 26,6 (EC = 4,55) (Tableau 1).

Pour chaque groupe, nous retrouvons la moyenne de la dégradation induite par chaque acuité visuelle par rapport au score obtenu dans la condition $\geq 10/10$ ainsi que l'écart-type correspondant. Nous avons réalisé un t-test (one sample) pour chaque groupe entre chaque condition de déficience visuelle et la condition avec l'acuité visuelle $\geq 10/10$. Nous remarquons ainsi que chez les normo-entendants jeunes, une acuité visuelle de 4/10 entraîne une dégradation

statistiquement significative ($p=0,013$) de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit. Cependant, il faut une acuité visuelle de 1/10 pour obtenir une dégradation statistiquement significative de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit pour les sujets appareillés ($p<0,01$) et les normo-entendants âgés ($p=0,031$). (voir **tableau 2**).

Nous avons ensuite réalisé un test post-hoc pour chaque groupe avec la correction de Holm. Cela nous a permis de comparer les dégradation du rapport signal sur bruit induit par la baisse d'acuité dans chaque groupe qui ont été représentés sur la **figure 3**.

Pour chaque groupe, nous avons représenté la dégradation induite par chaque niveau d'acuité par rapport aux résultats obtenus dans la condition d'acuité visuelle $\geq 10/10$. Nous avons réalisé une ANOVA pour chaque groupe puis un test post-hoc afin d'étudier dans chaque groupe les différences entre les différentes conditions.

Pour le groupe de sujets appareillés (**Figure 3 - A**), il existe une différence statistiquement significative entre les différentes conditions visuelles ($F_{2,28}=47,962$; $p<0,001$). En effet, il existe une différence significative entre la condition 4/10 et la condition 1/10 ($p=0,015$), entre la condition 4/10 et <1/20 ($p>0,001$) et entre la condition 1/10 et <1/20 ($p<0,001$). Cela signifie qu'au-delà de 4/10, une baisse d'acuité visuelle entraîne une augmentation statistiquement significative de la dégradation du rapport signal sur bruit.

Pour le groupe de sujets normo-entendants jeunes de moins de 30 ans (**Figure 3 - B**), il existe une différence statistiquement significative entre les différentes conditions visuelles ($F_{2,28}=50,582$; $p<0,001$). Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre la condition 4/10 et la condition 1/10 ($p=0,712$). En revanche, il

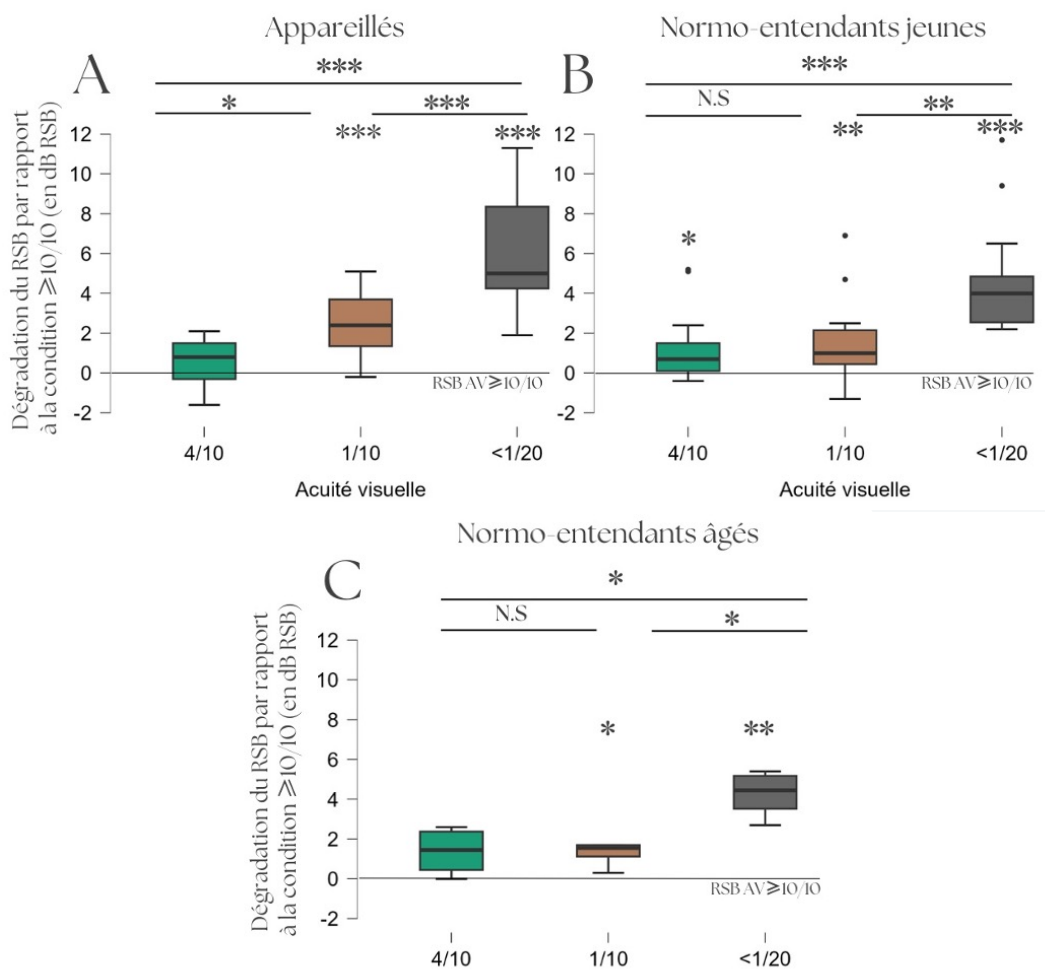


Figure 3. Dégradation du rapport signal sur bruit induit par la baisse d'acuité visuelle par rapport à la condition « Acuité visuelle $\geq 10/10$ »

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et N.S pour non significatif

existe une différence statistiquement significative entre les conditions 1/10 et <1/20 ($p=0,001$) et entre les conditions 4/10 et <1/20 ($p<0,001$).

Pour le groupe de sujets normo-entendants âgés de plus de 30 ans (Figure 3 - C), il existe une différence statistiquement significative entre les différentes conditions visuelles ($F_{2,6}=11,418$; $p=0,001$). Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre la condition 4/10 et la condition 1/10 ($p=0,900$). En revanche, il existe une différence statistiquement significative entre les conditions 1/10 et <1/20 ($p=0,012$) et entre les conditions 4/10 et <1/20 ($p=0,012$).

Ensuite, afin d'étudier la pente de la dégradation induit par la baisse de l'acuité visuelle, nous avons étudié pour chaque groupe la différence de rapport signal sur bruit entre la condition 4/10 et la condition <1/20. Nous retrouvons ces résultats dans la figure 4.

Pour le groupe des sujets appareillés, la différence de rapport signal sur bruit entre les conditions 4/10 et <1/20 est en moyenne de 5,527 dB RSB (EC = 2,798). Pour le groupe des normo-entendants jeunes de moins de 30 ans, la différence de rapport signal sur bruit entre les conditions 4/10 et <1/20 est en moyenne de 3,320 dB RSB (EC = 1,492). Pour

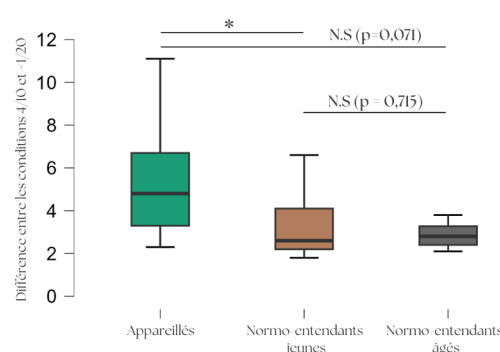


Figure 4. Différence du rapport signal sur bruit entre les conditions 4/10 et <1/20

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et N.S pour non significatif

le groupe des normo-entendants âgés de plus de 50 ans, la différence de rapport signal sur bruit entre les conditions 4/10 et <1/20 est en moyenne de 2,875 dB RSB (EC = 0,741). L'ANOVA montre qu'il existe une différence statistiquement significative entre les différents groupes ($F_{2,31}=4,895$; $p=0,014$). Nous avons ensuite réalisé un test post-hoc avec la correction de Holm afin d'étudier les différences entre chaque groupe. Il en ressort qu'il existe une différence statistiquement significative entre le groupe des sujets appareillés et le groupe des

CETTE ÉTUDE VISAIT À QUANTIFIER LA GÊNE CAUSÉE PAR UNE BAISSSE D'ACUITÉ VISUELLE AFIN DE MIEUX COMPRENDRE LES DIFFICULTÉS RENCONTRÉES PAR CERTAINS PATIENTS MALENTENDANTS DANS DES ENVIRONNEMENTS BRUYANTS ET, PAR CONSÉQUENT, DE MIEUX LES AIDER.

normo-entendants jeunes ($p=0,025$). En revanche, il n'existe pas de différence statistiquement entre le groupe des normo-entendants jeunes et des normo-entendants âgés ($p=0,715$). Il existe une différence proche d'être statistiquement significative entre le groupe des sujets appareillés et le groupe des normo-entendants âgés ($p=0,071$). Cela signifie que l'âge ne semble pas avoir d'impact sur la dégradation du rapport signal sur bruit induite pour la baisse d'acuité. Cependant, il semblerait que la baisse d'acuité visuelle affecte différemment les performances d'intelligibilité audiovisuelle de la parole dans le bruit chez les sujets appareillés et les normo-entendants.

Nous avons étudié l'impact du score MOCA sur la dégradation induite par la baisse d'acuité. Pour cela, nous avons réalisé une ANCOVA en utilisant la différence de RSB entre les conditions 4/10 et <1/20. Nous remarquons que le score MOCA n'a pas d'effet statistiquement significatif sur la dégradation du rapport signal sur bruit induit par la baisse d'acuité ($F_{1,30}=0,219$; $p=0,643$).

Pour résumer, nos résultats montrent que la dégradation de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit varie en fonction de l'acuité visuelle du sujet. La dégradation induite est significativement différente entre les sujets appareillés et les sujets normo-entendants, mais aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence entre les normo-entendants jeunes et les normo-entendants âgés.

DISCUSSION

L'objectif de ce mémoire est d'étudier l'impact d'une déficience visuelle sur l'intelligibilité dans le bruit. Pour cela, nous avons fait passer des Framatrix Audiovisuels dans différentes conditions visuelles à des sujets appareillés, normo-entendants jeunes et âgés. Nous avons également fait passer un test MOCA à tous les participants. Le but de ces différents groupes et de ce test cognitif étaient de tenter de mettre en évidence une dégradation différente en fonction du profil du sujet.

DISCUSSION MÉTHODOLOGIQUE : FRAMATRIX AUDIOVISUEL

Le test du FraMatrix audiovisuel a pour l'instant été utilisé dans une seule étude, qui comparait la condition audiovisuelle avec la condition audio seule chez des sujets normo entendants de moins de 30 ans (Le Rhun et al., 2023). Dans cette étude, il avait démontré une dégradation du rapport signal sur bruit de 4,6 dB dans la condition audio seule comparé à la condition audiovisuelle. Dans notre étude, nous avons également retrouvé ce résultat de 4,6 dB de dégradation entre la condition audiovisuelle normale et l'acuité inférieure à 1/20. Nos résultats sont donc en parfait accord avec la littérature présente sur le sujet.

DISCUSSION DES RÉSULTATS : COMPARAISON SUJETS APPAREILLÉS

Dans un premier temps, nous remarquons qu'une dégradation statistiquement significative apparaît plus tôt chez le groupe des normo-entendants. En effet, une acuité de 4/10 suffit à dégrader significativement ($p=0,013$) la compréhension audiovisuelle dans le bruit, tandis que ce n'est pas le cas chez les sujets appareillés (figure 3). Cette dégradation est en moyenne de 1,3 dB ($EC = 1,73$) chez les jeunes normo-entendants contre 0,5 dB ($EC = 1,23$) chez les sujets appareillés. En revanche, nous remarquons que pour une acuité visuelle inférieure à 1/20, la dégradation induite est plus importante chez les sujets appareillés que chez les jeunes normo-entendants (6,1 dB contre 4,7 dB). Cette différence pourrait s'expliquer par une limite de l'étude. En effet, lors de la prise d'acuité, nous avons uniquement vérifié que les sujets étaient capables de lire la ligne d'acuité correspondant aux 10/10 à 80 cm, mais sans mesurer leur acuité visuelle maximale. Or, au vu de la corrélation existant entre perte auditive et acuité visuelle (Chia et al., 2006), nous pouvons imaginer que l'acuité maximale du groupe normo-entendants était meilleure que celle des sujets appareillés. Avec un filtre ryser limitant l'acuité à 4/10, ils auraient donc subi une dégradation de l'acuité visuelle plus importante, ce qui pourrait expliquer cette différence de résultat. Pour vérifier cette hypothèse, il faudrait réaliser le même protocole et appliquer un filtre limitant l'acuité à 10/10 à la place de la condition sans filtre.

Pour contourner cette limite, nous avons décidé de nous intéresser à la différence de dégradation entre l'acuité 4/10 et <1/20. Comme nous pouvons le voir sur la figure 4, la dégradation du RSB est significativement plus importante chez les sujets appareillés que chez les normo-entendants jeunes ($p=0,025$; Tableau 6). En moyenne, une variation de 4/10 à <1/20 entraîne une dégradation de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit de 5,527 dB ($EC= 2,798$) contre 3,320 ($EC = 1,492$) chez les normo-entendants jeunes. Cela va dans le sens des études menées sur le sujet qui démontrent que les sujets atteints de perte auditive ont de meilleures capacités en lecture labiale que les normo-entendants (Auer & Bernstein, 2007) (Tye-Murray et al., 2007).

Nous remarquons qu'il n'y a pas de différence significative entre le groupe normo-entendants jeunes et le groupe normo-entendants âgés ($p=0,762$). Cette comparaison entre ces deux groupes de normo-entendant avait pour but d'étudier l'effet de l'âge sur la dégradation du rapport signal sur bruit audiovisuel induit par une baisse d'acuité visuelle. Il semblerait donc que ce phénomène soit indépendant de l'âge. Des études menées sur la lecture labiale avaient pourtant montré que les sujets âgés sont moins performants en lecture labiale que les sujets jeunes (Sommers et al., 2005). Cependant la faible taille de notre groupe de normo entendants âgés pourrait éventuellement expliquer cette divergence avec la littérature.

Nous nous sommes demandés si les différences inter-individuelles au sein du groupe des sujets appareillés pouvait s'expliquer par le score cognitif. Nous n'avons pas trouvé de corrélation statistiquement significative entre le score MOCA et la dégradation de l'intelligibilité induite par la baisse d'acuité. Cela va dans le sens de l'article de Van Engen et al qui n'avait pas réussi à mettre en évidence de lien entre l'effet McGurk et les capacités cognitives (Van Engen et al., 2022).

Pour bénéficier des avantages des indices visuels, il est indispensable d'avoir une bonne localisation spatiale pour identifier rapidement le locuteur (Sheffield et al., 2023). Il serait intéressant d'étudier l'impact d'une baisse d'acuité sur les capacités de localisation d'une source audiovisuelle. Si l'acuité a un effet négatif sur cette capacité, le handicap des sujets ayant une baisse d'acuité visuelle en milieu bruyant serait alors encore plus important.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce mémoire était d'investiguer l'impact de la déficience visuelle sur la compréhension de la parole dans le bruit chez des sujets malentendants. Cette étude visait à quantifier la gêne causée par une baisse d'acuité visuelle afin de mieux comprendre les difficultés rencontrées par certains patients malentendants dans des environnements bruyants et, par conséquent, de mieux les aider.

Les résultats indiquent que la baisse de l'acuité visuelle entraîne une diminution significative de l'intelligibilité audiovisuelle dans le bruit. Il a été observé que cette dégradation est plus marquée chez les sujets appareillés que chez les normo-entendants.

À l'avenir, il serait intéressant d'étudier l'impact d'une baisse d'acuité visuelle sur d'autres capacités audiovisuelles, telles que les capacités de localisation audiovisuelle en milieu bruyant. ■

RÉFÉRENCES

Auer, E. T., & Bernstein, L. E. (2007). Enhanced visual speech perception in individuals with early-onset hearing impairment. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* : JSLHR, 50(5), 1157-1165. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2007\)080](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2007)080)

Borel, S., Leybaert, J., Ambert-Dahan, E., Charlier, B., Croiseaux, E., Ernst, E., Hage, C., Ligny, C., & Van Vlierberghe, C. (2020). E2. Lecture labiale. *Surdités de l'enfant et de l'adulte*, 264-274. <https://www.cairn-sciences.info/surdites-de-l-enfant-et-de-l-adulte--9782807323216-page-264.htm?contenu=article>

Bottalico, P., Murgia, S., Puglisi, G. E., Astolfi, A., & Kirk, K. I. (2020). Effect of masks on speech intelligibility in auralized classrooms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 148(5), 2878-2884. <https://doi.org/10.1121/10.0002450>

Bowl, M. R., & Dawson, S. J. (2019). Age-Related Hearing Loss. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 9(8). <https://doi.org/10.1101/CSHPERSPECT.A033217>

Brooks, D. N. (1996). The time course of adaptation to hearing aid use. *British Journal of Audiology*, 30(1), 55-62. <https://doi.org/10.3109/03005369609077930>

Chia, E. M., Mitchell, P., Roachchina, E., Foran, S., Golding, M., & Jie, J. W. (2006). Association between vision and hearing impairments and their combined effects on quality of life. *Archives of Ophthalmology*, 124(10), 1465-1470. <https://doi.org/10.1001/archophth.124.10.1465>

Decambron, M., Leclercq, F., Renard, C., & Vincent, C. (2022). Speech audiometry in noise: SNR Loss per age-group in normal hearing subjects. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 139(2), 61-64. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2021.05.001>

Dickinson, C. M., & Taylor, J. (2011). The effect of simulated visual impairment on speech-reading ability. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 31(3), 249-257. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2010.00810.x>

EIHEMA. (2022). EuroTrak France. 1-82.

Erber, N. P., & Osborn, R. R. (1994). Perception of Facial Cues by Adults with Low Vision. <https://doi.org/10.1177/0145482X9408800213>, 88(2), 171-175. <https://doi.org/10.1177/0145482X9408800213>

Fernandez-Lopez, A., & Sukno, F. M. (2017). Automatic Viseme Vocabulary Construction to Enhance Continuous Lip-reading. *Proceedings of the 12th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications*, 5, 52-63. <https://doi.org/10.5220/0006102100520063>

Holladay, J. T. (2004). Visual acuity measurements. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 30(2), 287-290. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2004.01.014>

Hung Thai-Van, P., Isabelle Mosniere, D., & al. (2022).

Recommandation pour la pratique clinique : Parcours de soins du patient presbycousique. Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie de La Face et Du Cou.

Jansen, S., Luts, H., Wagener, K. C., Kollmeier, B., Del Rio, M., Dauman, R., James, C., Fraysse, B., Vormès, E., Frachet, B., Wouters, J., & Van Wieringen, A. (2012). Comparison of three types of French speech-in-noise tests: a multi-center study. *International Journal of Audiology*, 51(3), 164-173. <https://doi.org/10.3109/14992027.2011.633568>

Le Rhun, L., Llorach, G., Delmas, T., Sued, C., Arna, L. H., & Lazard, D. S. (2023). A standardised test to evaluate audio-visual speech intelligibility in French A standardised test to evaluate audio-visual speech intelligibility in French. *Signal & Cognition*.

Leat, S. J., Yakobchuk-Stanger, C., & Irving, E. L. (2020). Differential visual acuity - A new approach to measuring visual acuity. *Journal of Optometry*, 13(1), 41. <https://doi.org/10.1016/j.optom.2019.04.002>

Llorach, G., Kirschner, F., Grimm, G., Zokoll, M. A., Wagener, K. C., & Hohmann, V. (2022). Development and evaluation of video recordings for the OLSA matrix sentence test. *International Journal of Audiology*, 61(4), 311-321. <https://doi.org/10.1080/14992027.2021.1930205>

Matafsi, A., Koutsimpogeorgos, D., Brazitikos, P., Ziakas, N., & Haidich, A. B. (2019). Is conversion of decimal visual acuity measurements to logMAR values reliable? Graefes's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv Fur Klinische Und Experimentelle Ophthalmologie, 257(7), 1513-1517. <https://doi.org/10.1007/S00417-019-04344-9>

Naël, V., Moreau, G., Monferré, S., Cougnard-Grégoire, A., Scherlen, A. C., Arleo, A., Korobelnik, J. F., Delcourt, C., & Helmer, C. (2019). Prevalence and Associated Factors of Uncorrected Refractive Error in Older Adults in a Population-Based Study in France. *JAMA Ophthalmology*, 137(1), 3-11. <https://doi.org/10.1001/JAMAOPHTHALMOL.2018.4229>

Nasreddine, Z. S., & Patel, B. B. (2016). Validation of Montreal Cognitive Assessment, MoCA, Alternate French Versions. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 43(5), 665-671. <https://doi.org/10.1017/CJN.2016.273>

Organisation Mondiale de la Santé. (2020). Rapport mondial sur la vision.

Pepper, J. L., & Nuttall, H. E. (2023). Age-Related Changes to Multisensory Integration and Audiovisual Speech Perception. *Brain Sciences* 2023, Vol. 13, Page 1126, 13(8), 1126. <https://doi.org/10.3390/BRINS13081126>

Sander, M., & Bournot, M. (2005). Les personnes ayant un handicap visuel. *Apports de l'enquête Handicaps - Incapacités - Dépendance*. 12.

Schreitmüller, S., Frenken, M., Bentz, L., Ortmann, M., Walger, M., & Meister, H. (2018). Validating a Method to Assess Lipreading, Audiovisual Gain, and Integration during Speech Reception with Cochlear-Implanted

and Normal-Hearing Subjects Using a Talking Head. *Ear and Hearing*, 39(3), 503-516. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000502>

Sheffield, S. W., Wheeler, H. J., Brungart, D. S., & Bernstein, J. G. W. (2023). The Effect of Sound Localization on Auditory-Only and Audiovisual Speech Recognition in a Simulated Multitalker Environment. *Trends in Hearing*, 27. <https://doi.org/10.1177/23312165231186040>

Sommers, M. S., Tye-Murray, N., & Spehar, B. (2005). Auditory-visual speech perception and auditory-visual enhancement in normal-hearing younger and older adults. *Ear and Hearing*, 26(3), 263-275. <https://doi.org/10.1097/00003446-200506000-00003>

Tiippana, K. (2014). What is the McGurk effect? *Frontiers in Psychology*, 5(JUL), 91962. <https://doi.org/10.3389/FPSYG.2014.00725/BIBTEX>

Tye-Murray, N., Sommers, M. S., & Spehar, B. (2007). Audiovisual integration and lipreading abilities of older adults with normal and impaired hearing. *Ear and Hearing*, 28(5), 656-668. <https://doi.org/10.1097/AUD.0B013E31812F7185>

van de Rijt, L. P. H., Roye, A., Mylanus, E. A. M., van Opstal, A. J., & van Wanrooij, M. M. (2019). The Principle of Inverse Effectiveness in Audiovisual Speech Perception. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13, 468577. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2019.00335/BIBTEX>

Van Engen, K. J., Avanti, J., Sommers, M. S., Peelle, J. E., & Dey, A. (2022). Audiovisual speech perception: Moving beyond McGurk. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 152(6), 3216-3225. <https://doi.org/10.1121/10.0015262>

Wang, J., & Puel, J. L. (2020). Presbycusis: An Update on Cochlear Mechanisms and Therapies. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1). <https://doi.org/10.3390/JCM9010218>

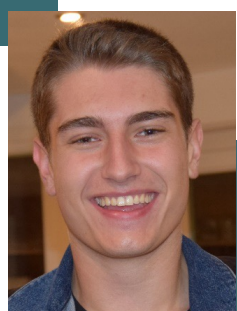
West, S. K., Rubin, G. S., Broman, A. T., Munöz, B., Bandeen-Roche, K., Turano, T., & Sharma, S. (2002). How does visual impairment affect performance on tasks of everyday life? The SEE Project. *Evidence-Based Eye Care*, 3(4), 218-219. <https://doi.org/10.1097/00132578-200210000-00023>

Williamson, I., Keating, P., & Bjerre, A. (2021). The effect of induced monocular blur by bangerter filters on measures of visual acuity and stereoacuity. *Strabismus*, 29(2), 74-80. <https://doi.org/10.1080/09273972.2021.1914677>

Yi, H., Pingsterhaus, A., & Song, W. (2021). Effects of Wearing Face Masks While Using Different Speaking Styles in Noise on Speech Intelligibility During the COVID-19 Pandemic. *Frontiers in Psychology*, 12. <https://doi.org/10.3389/FPSYG.2021.682677>

Zhang, P., Wang, H., Ren, W., Guo, H., Yang, J., Tao, J., Yang, Z., Li, Y., Chen, L., Zhang, Y., & Wu, D. (2022). The Effect of Bangerter Filters on Visual Acuity and Contrast Sensitivity With External Noise. *Frontiers in Neuroscience*, 16(May), 1-8. <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.804576>

TRISTAN HEITZ



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E.
TRISTANHEITZ@
GMAIL.COM

**CETTE ÉTUDE EXAMINE
LES BÉNÉFICES DU PROGRAMME
« MYMUSIC » DÉVELOPPÉ
PAR « OTICON », CONÇU POUR
AMÉLIORER L'ÉCOUTE MUSICALE.**

ÉVALUATION DES BÉNÉFICES DU PROGRAMME « MYMUSIC » DANS LE CADRE D'UN USAGE QUOTIDIEN ET POUR L'ÉCOUTE DE LA MUSIQUE PAR RAPPORT À UN PROGRAMME « HABITUEL »

La musique est omniprésente et essentielle à la vie quotidienne, offrant un confort émotionnel et une stimulation cognitive.

Pourtant, les malentendants rencontrent des difficultés pour profiter pleinement de la musique en raison des limitations des aides auditives, principalement conçues pour optimiser la compréhension de la parole.

Cette étude s'intéresse à cette problématique en examinant les bénéfices du programme « MyMusic » développé par « Oticon », conçu pour améliorer l'écoute musicale. Ses performances sont comparées à celles du programme « Habituel » au moyen de tests audiométriques, d'évaluations subjectives et de mesures psychoacoustiques.

1. PARTIE THÉORIQUE

1.1. LA PERCEPTION DES SONS

La parole, outil de communication essentiel, est produite par la vibration des cordes vocales et modulée par des cavités de résonances, telles que la cavité buccale, labiale, les fosses nasales et les articulateurs sus-jacents.^{1,2}

La parole est une suite continue de sons impulsionnels dont le contenu spectral et l'enveloppe temporelle se modifient continuellement au fil du discours.³ Le spectre des sons émis par les organes participant à la phonation s'étend de 20 Hz à 20 000 Hz et la bande de fréquences utiles à la compréhension s'étend sur un spectre sonore spécifique de 100 Hz à 8000 Hz.

Le bruit, quant à lui, est défini comme un son aléatoire, incommode et souvent perturbateur.⁴ Selon l'AFNOR (Association française de normalisation) « le bruit est une vibration erratique, intermittente ou statistiquement aléatoire ».⁵

Il est utilisé sous différentes formes en audiométrie, telles que le bruit blanc, le bruit rose, ou « Cocktail Party » pour simuler des environnements complexes.^{6,4,7}

Enfin, on considère que la musique est un moyen de transmission de sensations émotionnelles. Elle exerce un effet sur la plasticité cérébrale et possède des vertus thérapeutiques.^{8,9,10,11}

On sait que les sons musicaux correspondent à des ondes acoustiques périodiques et que le spectre du son de la musique est complexe. En effet, un son musical est une superposition de plusieurs vibrations fondamentales sur laquelle s'ajoutent des vibrations harmoniques.⁴

L'ensemble des sons sinusoïdaux (harmoniques + fondamentales) formeront l'ensemble des sons qui sont émis par l'instrument de musique.¹²

CONCLUSION

Le signal de la parole et le signal de la musique diffèrent par leurs caractéristiques acoustiques. Par conséquent, les traitements acoustiques de la parole ne sont pas adaptés aux traitements acoustiques de la musique. C'est pourquoi, les appareils auditifs peuvent rendre l'écoute de la musique problématique en diminuant la qualité de celle-ci.

Pour remédier à ce problème, des programmes spécifiques sont proposés afin d'améliorer l'écoute et la perception de la musique, comme le programme « MyMusic » d'Oticon.

1.2 LE PROGRAMME « MYMUSIC »

Ce programme différencie la parole et la musique grâce à des ajustements précis :

- ✦ Compensation des basses fréquences qui améliore la perception des notes graves, essentielles dans la musique ;
- ✦ Compression spécifique adaptée à la dynamique musicale.
- ✦ Alignement des courbes de gain sur la référence Harman, reconnue pour la qualité sonore optimale.

Enfin, le traitement diffère selon que la musique est écoutée en direct ou via le streaming, garantissant une restitution sonore adaptée à chaque situation.^{13,14,15}

2. PARTIE EXPÉRIMENTALE

INTRODUCTION

La partie expérimentale de cette étude se réalisera à l'aide de tests objectifs et subjectifs. L'expérimentation ne prendra pas en considération l'écoute en streaming.

Les objectifs de ces travaux sont d'évaluer les bénéfices du programme « MyMusic » que ce soit lors d'un usage quotidien ou pour l'écoute de la musique. Et de comparer les résultats obtenus

pour le programme « Habituel » recueilli en appliquant le même protocole.

Ce dernier correspond au réglage standard réalisé par l'audioprothésiste dans le cadre d'une adaptation classique.

2.1. PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

AVEC LES PATIENTS

Mise en place de trois sessions de travail réparties sur une période de 3 semaines. Pendant cette période, les patients seront encouragés à utiliser au maximum leur nouveau programme « MyMusic ».

RÉALISATION DES TESTS AUDIOMÉTRIQUE

Dans une dimension de la vie quotidienne :

Tests et questionnaires subjectifs :

- ⇒ Les audiométries tonales et vocales aux inserts,
- ⇒ Les tests de gain prothétique tonal et vocal en champ libre,
- ⇒ L'audiométrie vocale adaptative dans le bruit « Fra-Matrix »,
- ⇒ Les échelles visuelles analogiques de l'effort fourni et de la fatigue ressentie lors des sessions du Fra-Matrix,
- ⇒ Le questionnaire Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale et plus spécifiquement le 15ISSQ,

Dans une dimension d'écoute musicale :

Tests et questionnaires subjectifs :

- ⇒ Tests d'écoute musicale
- ⇒ Le questionnaire LAM « Loisirs Auditifs et Musicaux ». Ce questionnaire a été réalisé par Madame Annie Moulin, spécifiquement orienté vers l'écoute de la musique, permettant de mieux comprendre et analyser la relation des patients avec la musique.

AVEC LA TÊTE ARTIFICIELLE DU MANNEQUIN KEMAR (KNOWLES ELECTRONIC MANIKIN FOR ACOUSTICAL RESEARCH) :

Réalisation de mesures d'indices psycho-acoustique :

Mesures objectives :

Dans une dimension de la vie quotidienne :

- ⇒ Le Speech Intelligibility Index (SII)
- ⇒ Le Speech Transmission Index (STI)

Dans une dimension d'écoute musicale :

- ⇒ The Hearing-Aid Audio Quality Index (HAAQI).

2.2. MATÉRIELS REQUIS

TESTS SUBJECTIFS

Nous avons utilisé :

- ⇒ Des cabines « insonorisées »,
- ⇒ Le module « Afinity »
- ⇒ Otoscope, spéculum,
- ⇒ Inserts,
- ⇒ Matériel de propreté et d'hygiène,
- ⇒ Appareils Oticon More 1,2 et 3,
- ⇒ Utilisation du logiciel Génie 2,
- ⇒ Ordinateur équipé du module Noah avec les différents logiciels de réglages.

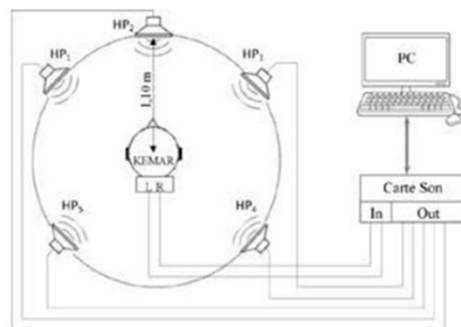


Figure 1. Reproduction de l'emplacement du KEMAR¹⁵



Figure 2. Plateforme de simulation auditive de la faculté de pharmacie de Nancy

TESTS OBJECTIFS

Les tests objectifs ont été réalisés avec la tête artificielle du mannequin KEMAR.¹⁶

Elle se situe dans une salle permettant des conditions quasi équivalentes à un champ libre. Le mannequin KEMAR est positionné au centre de 5 cinq haut-parleurs disposés à une distance de 1,10 mètre⁷ (Figures 1 et 2).

Pour effectuer les mesures, un programme développé avec Matlab a été utilisé. Ce programme permet de piloter la carte son, de générer des signaux sonores via les haut-parleurs reproduisant des environnements sonores réalistes, et de recueillir les signaux captés par les deux oreilles du mannequin KEMAR. Cela permet d'obtenir une captation binaurale réaliste d'un patient appareillé.¹⁶

Pour ces mesures, une paire d'appareil Oticon More 3 adaptée avec des embouts, en silicone fermés en fond de conque a été utilisée.

2.3. PANEL ET CARACTÉRISTIQUES DE LA POPULATION ÉTUDIÉE

CRITÈRES DE SÉLECTION

Critère d'inclusion :

- ⇒ Adultes appareillés depuis plus de 3 mois,
- ⇒ Type et degré de surdité : tout-venant,
- ⇒ Appareillage bilatéral en aérien.

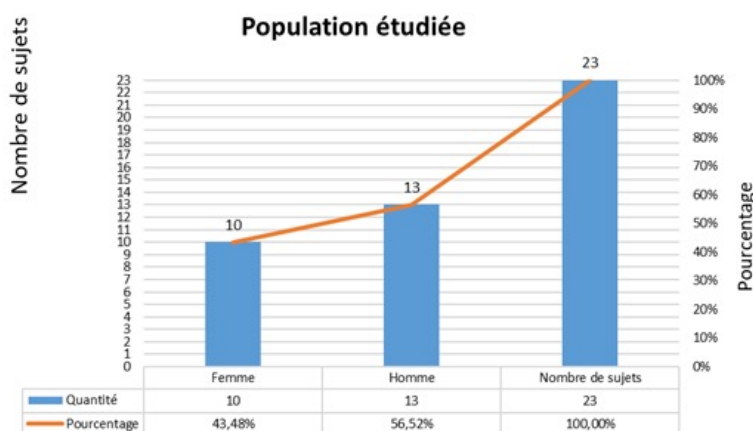


Figure 3. Représentation de la population étudiée (homme/femme)

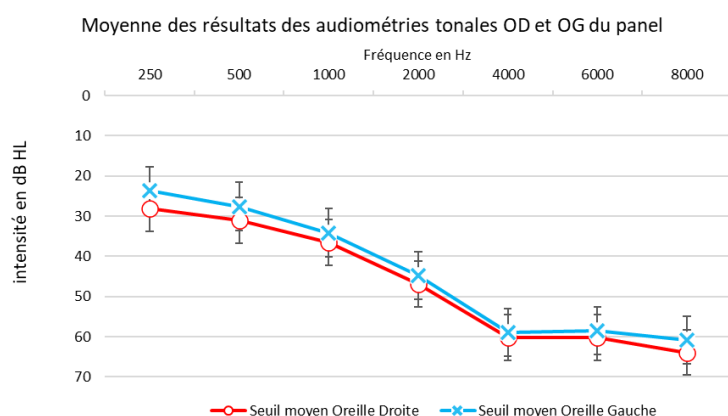


Figure 4. Représentation de la moyenne des seuils auditifs testés oreilles séparées

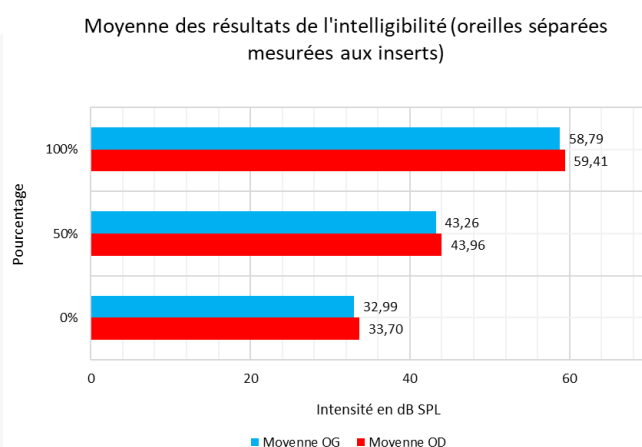


Figure 5. Représentation de la moyenne de l'intelligibilité oreilles séparées

Critère d'exclusion :

- ✧ Surdités unilatérales,
- ✧ Sujets appareillés en Bi-CROS ou BAHA,
- ✧ Acouphènes invalidants,
- ✧ Troubles cognitifs,
- ✧ Sujets non francophones.

Nous avons également instauré des critères d'inclusion pour accéder aux tests subjectifs d'écoute musicale.

- ✧ Critère 1 : obtention d'une moyenne supérieure ou égale à 3 pour les questions allant de 1 à 5, de la partie 1 du questionnaire LAM,
- ✧ Critère 2 : obtention d'une note supérieure ou égale à 3 pour l'une des questions 6, 7 ou 8, de la partie 1 du questionnaire LAM.

CARACTÉRISTIQUES DU PANEL

Comme le montre la figure 3, la population étudiée est au nombre de 23 sujets (13 hommes et 10 femmes).

L'âge des participants varie entre 34 ans et 92 ans. La moyenne d'âge du panel est de 67,3 ans.

Le panel présente une surdité perceptionnelle bilatérale symétrique à prédominance dans les fréquences aiguës avec une perte tonale moyenne à droite de 43,7 dB et une perte tonale moyenne à gauche de 41,36 dB (Figure 4).

Le seuil d'intelligibilité du panel est de 43,26 dB pour l'oreille gauche et de 43,96 dB pour l'oreille droite (Figure 5).

Pour le test subjectif d'écoute musicale, le panel étudié passe à 5 sujets en raison des critères d'inclusion ; ce qui représente une réduction de 74 % du panel initial.

Tous les patients disposent d'un appareil auditif RITE de classe II provenant du fabricant Oticon.

2.4. APPLICATION DU PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL :

TESTS ET QUESTIONNAIRES SUBJECTIFS

Lors de chaque session, une otoscopie sera effectuée.

PREMIÈRE SESSION

Nous informons le patient, nous lui fournissons toutes les consignes nécessaires et nous nous assurons de leur bonne compréhension. Nous vérifions également si les gestes requis sont correctement effectués.

Puis, nous réalisons :

- ✧ **L'audiométrie tonale aux inserts** pour confirmer ou modifier les seuils d'audition.
- ✧ **L'audiométrie vocale aux inserts** pour déterminer le seuil d'intelligibilité ainsi que le maximum d'intelligibilité.
- ✧ **L'audiométrie tonale et vocale en champ libre** sans les appareils auditifs.

➤ **L'audiométrie vocale adaptative dans le bruit également appelé Fra-Matrix** sans les appareils auditifs. Il a pour objectif de déterminer le seuil d'intelligibilité vocale dans un milieu bruyant. Ce test peut être paramétré de différentes manières.

Pour la réalisation du Fra-Matrix, un matériel vocal constitué de 28 listes de 10 phrases de 5 mots, générées aléatoirement, sera utilisé. Il s'agit d'une phrase à structure syntaxique fixe. Elles sont générées aléatoirement à partir d'une liste de 50 mots, il existe une liste fermée de 10 choix, cela permet de limiter la suppléance mentale et les effets d'apprentissage.^{17,18}

Nous allons recourir à une configuration de 5 haut-parleurs (**Figure 6**). Le patient sera placé à 1 mètre des haut-parleurs et positionné face au haut-parleur émettant le signal vocal, à un niveau d'intensité fixe de 65 dB. Les 4 autres haut-parleurs émettront un bruit diffus de type « cocktail party » pour perturber sa compréhension, reproduisant ainsi une situation courante de la vie quotidienne. L'audiomètre diffuse par le biais de deux canaux le signal de parole et le signal de bruit qui seront dirigés respectivement vers les 5 haut-parleurs.

Après chaque passage, le rapport signal sur bruit (RSB) est ajusté en fonction du nombre de mots correctement répétés ou d'inversions commises. A la fin d'une liste de mots, le logiciel calcule le SIB50 (seuil d'intelligibilité dans le bruit à 50 %) en dB RSB. Le dernier SIB50 calculé est retenu comme valeur finale.

Sur les 5 items énoncés, si le patient répond correctement à 3 d'entre eux ou plus, alors l'intensité du bruit augmentera et à l'inverse s'il y a strictement moins de 3 réponses correctes, alors l'intensité du bruit diminuera favorisant ainsi la compréhension du patient.

Entre chaque phase de test, nous remettons au patient une échelle visuelle analogique (EVA effort) concernant l'effort qu'il a dû fournir et une échelle visuelle analogique (EVA fatigue) concernant la fatigue ressentie.

L'intégralité des tests de cette session sont effectués sans aides auditives. Ce qui va permettre d'établir un bilan auditif du patient.

Une fois les tests terminés, le programme « MyMusic » est installé sur les aides auditives tel qu'il a été généré par le logiciel Génie 2.

On soumet, au patient, 2 questionnaires qu'il doit compléter après deux semaines d'utilisation régulière du programme « MyMusic » :

- Le questionnaire d'habiletés auditives « Parole, audition spatiale et qualité d'audition » (15ISSQ)¹⁹ ;
- Le questionnaire « Loisirs Auditifs et Musicaux » (LAM).

DEUXIÈME SESSION

Elle permet de vérifier l'utilisation correcte du programme « MyMusic » et de débiter les tests comparatifs entre le programme « My Music » et le programme « Habituel ».

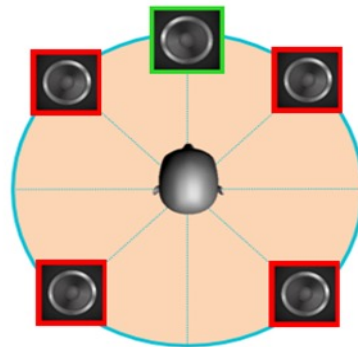


Figure 6. Configuration 5 haut-parleurs – Fra-Matrix

Restitution et vérification des questionnaires 15ISSQ ainsi que les 2 premières parties du questionnaire LAM :

- Partie 1 : Aptitudes, formation et exposition musicales (8 questions),
- Partie 2 : La musique et les chansons dans ma vie quotidienne (18 questions).

Les tests sont réalisés sur le programme le plus utilisé par le patient. Nous le vérifions à l'aide des données du data login.

Nous réalisons un gain prothétique tonal et vocal en champ libre avec les aides auditives et un test subjectif d'écoute musicale sur le panel restreint.

Le test subjectif d'écoute musicale évalue le bénéfice du programme « MyMusic » pour l'écoute de la musique.

Pour ce test, le patient est positionné au centre de 5 haut-parleurs émettant simultanément des extraits musicaux d'une durée de 30 secondes.

Ces extraits ont été préalablement sélectionnés et représentent différents styles musicaux.

Chaque extrait est écouté deux fois : une fois avec le programme « Habituel » et une fois avec le programme « MyMusic ». Après chaque écoute, le patient évalue à l'aide des deux échelles visuelles analogiques la qualité sonore et l'effort d'écoute.

A la fin de cette session, nous répondons aux éventuelles questions du patient et nous nous assurons de la bonne compréhension des consignes.

TROISIÈME SESSION

Cette session clôture l'étude, le patient remet la 3^{ème} partie du questionnaire LAM intitulé « Perception de la musique et des variétés, lorsque j'utilise mes appareils » (13 questions). Elle a pour but de comparer les deux programmes dans des situations précises d'écoute musicale.

Les questionnaires sont vérifiés pour s'assurer qu'ils ont été correctement remplis.

Les tests sont réalisés sur le programme non testé lors de la 2^{ème} session, soit sur le programme « Habituel » ou le programme « MyMusic »

- Un gain prothétique tonal et vocal en champ libre avec les aides auditives,

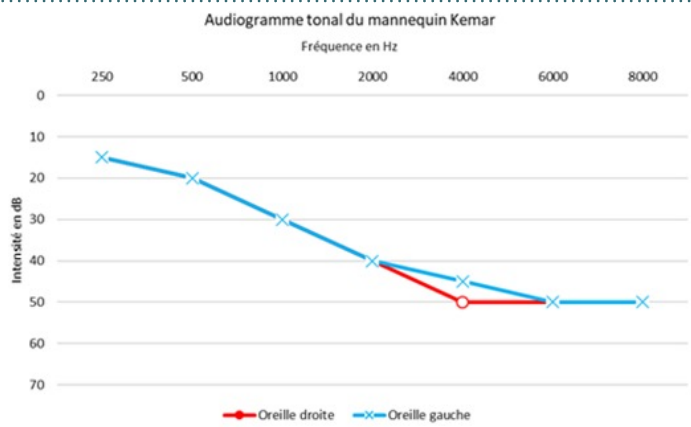


Figure 7. Représentation de l'audiogramme tonal implémenté dans les appareils auditifs

➤ Une audiométrie vocale adaptative dans le bruit le Fra-Matrix avec les aides auditives. Après chaque liste de phrases testés, deux échelles visuelles analogiques sont remises au patient : EVA effort et EVA fatigue.

La 3^{ème} session marque la fin de l'étude. Le patient peut conserver le programme « MyMusic » s'il le souhaite.

2.5 APPLICATION DU PROTOCOLE EXPÉRIMENTALE : MESURES OBJECTIVES D'INDICES PSYCHO-ACOUSTIQUES

L'utilisation du mannequin KEMAR va permettre d'évaluer de manière objective la qualité du son en sortie d'aides auditives.

Réglage des appareils auditifs :

Les appareils utilisés sont des « Oticon More 3 ». Pour régler les aides auditives, nous nous connectons au logiciel fabricant GENIE 2 et installons le programme « MyMusic ». Nous avons enregistré une perte auditive préalablement simulée. Elle correspond à la perte d'audition du panel étudié (Figure 7).

Audiométrie tonale en champ libre sans appareils et gain prothétique tonal avec appareils pour le programme "habituel" (P1) et le programme "MyMusic" (P2) (moyenne des résultats obtenus pour le panel de 23 sujets)

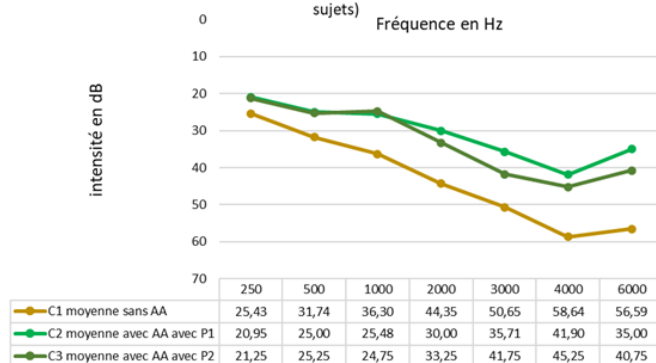


Figure 8 : Représentation d'audiométrie tonale en champ libre

Nous avons désactivé l'anti-larsen des appareils auditifs. En effet, la détermination du RSB en sortie d'aide auditive repose sur la méthode dite d'opposition de phase (méthode de Hagermann et Olofson ²⁰) qui peut être impactée par l'activation de l'anti-larsen. Puis, nous avons mis en place des embouts fermés, caractéristiques du modèle d'un embout sur mesure de fond de conque, nous permettant ainsi de limiter les fuites de son et d'assurer une bonne étanchéité.

Une fois la tête du mannequin KEMAR appareillée, nous le positionnons au centre des 5 haut-parleurs à 1,1 mètre de distance.

Tous les paramètres qui ont été fixés pour ces tests, sont en lien avec les paramètres choisis pour la réalisation du Fra-Matrix.

Nous testons chaque indice avec les deux programmes.

LE SPEECH INTELLIGIBILITY INDEX (SII)

Nous émettons du haut-parleur central un signal de type ISTS, c'est un signal spécifique qui s'apparente à un signal vocal. Il est constitué d'une association de 21 voix de femmes différentes lisant un texte dans six différentes langues. Ce signal vocal est fixe à 65 dB.

Les quatre autres haut-parleurs émettent un signal de type cocktail party. Le signal de bruit varie sur quatre différents niveaux d'intensité, cette variation se fait entre chaque prise de mesure.

La mesure s'effectue au départ avec un RSB de -5 dB, puis de 0 dB, de 5 dB, et enfin de 10 dB.

LE SPEECH TRANSMISSION INDEX (STI)

Les paramètres utilisés pour le STI sont identiques à ceux utilisés pour le SII :

- Le haut-parleur central émet un signal de type ISTS. Le niveau d'intensité du signal vocal fixe est de 65 dB,
- Les quatre autres haut-parleurs émettent un signal de type cocktail party qui varie sur quatre niveaux d'intensité,
- Variation du niveau d'intensité du signal de bruit entre chaque prise de mesure, passant par un RSB de -5 dB, 0 dB, 5 dB et 10 dB.

HEARING-AID AUDIO QUALITY INDEX (HAAQI)

Pour la réalisation de cette mesure, nous n'utilisons pas un signal de type ISTS, mais nous nous servons d'extraits musicaux identique à ceux employés lors du test subjectif d'écoute musicale.

Nous étudions séparément chacun de ces extraits, avec une intensité fixe de 65 dB pour le signal vocal (ici les extraits musicaux) et toujours avec un niveau d'intensité variable pour le bruit.

Lors de la réalisation de ces mesures, nous allons programmer un RSB de 0 dB RSB et de 10 dB RSB.

Le signal vocal est émis du haut-parleur central et le signal de bruit de type cocktail party est émis des quatre autres haut-parleurs. ²¹

2.6 RÉSULTATS DES TESTS SUBJECTIFS

2.6.1. DIMENSION VIE QUOTIDIENNE

Audiométrie tonale et tests de gains prothétiques tonals en champ libre

On peut constater que le gain prothétique mesuré pour les deux programmes reste relativement similaire (voir courbe C2 et C3 Figure 8). Cependant, les deux programmes apportent un gain prothétique non négligeable par rapport à une audition sans aides auditives (voir courbe C1, C2 et C3 Figure 8).

Audiométrie vocale sans aides auditives et gain prothétique vocal en champ libre

Les valeurs qui nous intéressent sur ce graphique sont les valeurs obtenues pour le seuil d'intelligibilité (50%).

Une différence de -0,95 dB est observée entre les deux programmes, montrant que le programme « MyMusic » n'apporte pas d'amélioration notable. Toutefois, quel que soit le programme utilisé, le gain prothétique vocal est d'environ 10 dB par rapport au seuil d'intelligibilité obtenu sans aides auditives (Figure 9).

Audiométrie vocale adaptative dans le bruit « Fra-Matrix »

Les résultats obtenus avec les deux programmes sont presque identiques, avec une différence de seulement 0,5 dB RSB (Figure 10).

Comparés aux résultats sans appareils auditifs, les deux programmes montrent une performance significative dans des environnements bruyants.

Entre chaque session de Fra-Matrix, des échelles visuelles analogiques (EVA) d'effort fourni (« EVA Effort ») et de fatigue ressentie (« EVA Fatigue ») ont été proposées au patient.

Echelle visuelle analogique de l'effort fourni (EVA effort)

Les résultats montrent une homogénéité, avec des scores de 7 pour le programme « MyMusic », 7,3 sans appareils auditifs et 7,4 avec le programme « Habituel » (Figure 11).

Le programme « MyMusic » semble légèrement réduire l'effort requis pour comprendre une conversation dans un environnement bruyant.

Echelle visuelle analogique de la fatigue ressentie (EVA fatigue)

Les résultats restent également homogènes, mais une fatigue auditive légèrement plus importante est rapportée avec le programme « MyMusic », atteignant +0,5 point par rapport au programme « Habituel » (Figure 12).

Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (15ISSQ) (avec leurs aides auditives en utilisant uniquement le programme « Habituel »)

Ce questionnaire nous apporte des indications concernant leur expérience d'écoute et d'audition, dans diverses situations du quotidien en utilisant le programme « Habituel ».

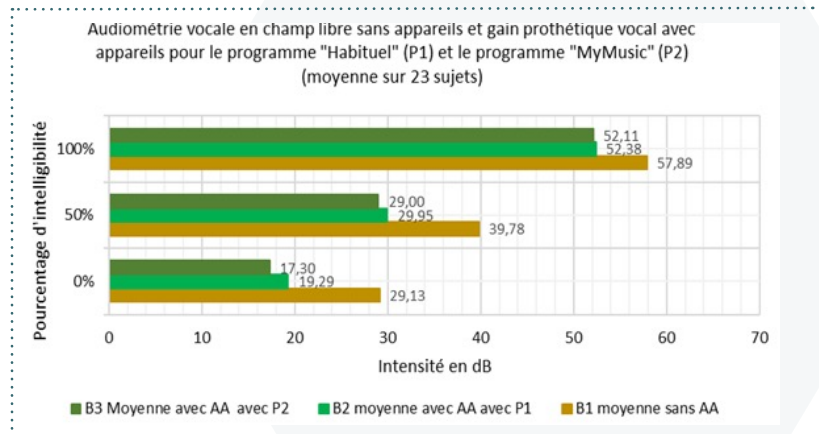


Figure 9. Représentation des moyennes d'audiométrie vocale en champ libre

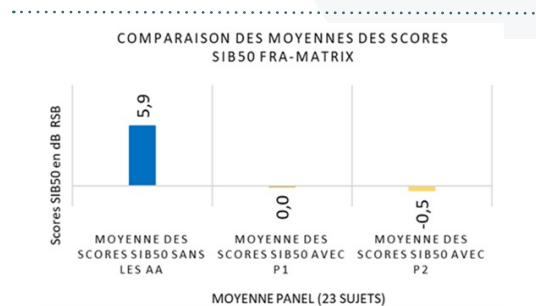


Figure 10. Représentation et comparaison des moyennes des scores SIB50 - Fra-matrix

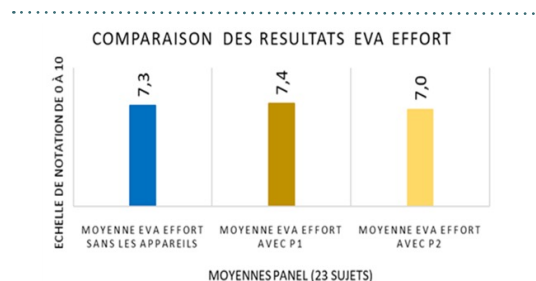


Figure 11. Représentation et comparaison des résultats EVA effort sur le panel de 23 sujets

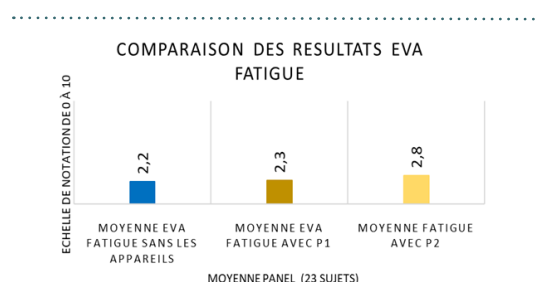


Figure 12. Représentation et comparaison des résultats EVA fatigue sur le panel 23 sujets

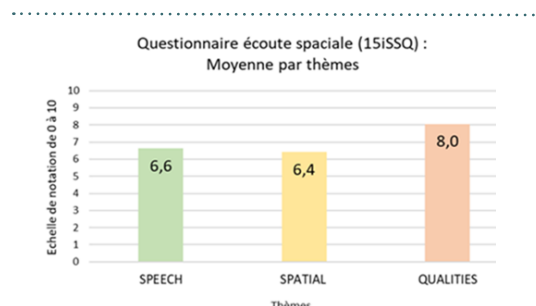
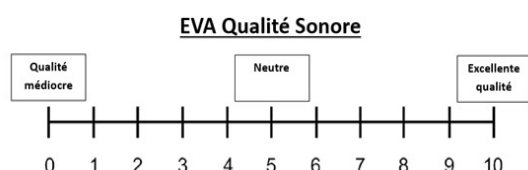


Figure 13. Représentation des scores du "15ISSQ"

Figure 14. EVA qualité sonore



Trois thèmes ont été explorés : speech, spatial et qualities, avec 5 questions pour chaque thème.

Ils obtiennent une moyenne de 8 pour la qualité de l'audition, de 6,6 pour l'audition de la parole et de 6,4 pour l'audition spatiale (Figure 13). Ces résultats se situent dans la fourchette haute et reflètent la qualité des réglages standards réalisés par l'audioprothésiste.

2.6.2 DIMENSION D'ÉCOUTE MUSICALE.

LAM « Loisirs Auditifs et Musicaux »

Le deuxième questionnaire qui a été fourni aux patients durant l'étude est le questionnaire LAM « Loisirs Auditifs et Musicaux » composé de 3 parties et qui concernent plus précisément les expériences musicales au sens large :

1. L'aptitude, formation et exposition musicales,
2. La musique et la chanson dans ma vie quotidienne,
3. Perception de la musique et des variétés, lorsque j'utilise mes appareils.

Globalement, les deux premières parties du LAM obtiennent une moyenne faible globale de 3,63 sur 10, indiquant que le panel est peu réceptif à la musique dans sa vie quotidienne.

En revanche, les résultats obtenus pour la troisième partie montrent que le programme « MyMusic » apporte un confort d'écoute notable, corroboré par les résultats obtenus avec les échelles visuelles analogiques de la « Qualité sonore » et « d'Effort d'écoute ».

Tests subjectifs d'écoute musicale

Pour évaluer l'efficacité du programme « MyMusic » dans son utilisation principale. Nous avons demandé aux patients d'écouter à 2 reprises 5 styles de musiques différents avec les deux programmes. Après chaque écoute d'extrait musical, les patients (Panel de 5 patients) ont rempli deux échelles visuelles analogiques « Qualité sonore » et « Effort d'écoute ».

EVA « Qualité sonore » perçue par le patient

L'EVA de la qualité sonore a une notation comprise entre 0 (pour une qualité médiocre) à 10 (pour une excellente qualité). (Figure 14).

Les résultats montrent que, quel que soit le style musical, la qualité sonore du programme « MyMusic » est supérieure de 30 % à celle du programme « Habituel ».

Quatre personnes sur cinq ont attribué une note plus élevée au programme « MyMusic », soit 80 % du panel. Ces résultats confirment la tendance avancée par Oticon, en effet, selon le livre blanc, 72 % du panel ressent une amélioration de l'écoute musicale.¹⁴ (Figure 15)

Nous allons à présent étudier l'effort d'écoute fourni par le patient.

Echelle visuelle analogique « Effort d'écoute » fourni par le patient

L'EVA d'effort d'écoute est notée également de 0 (aucun effort fourni) à 10 (effort important fourni). (Figure 16)

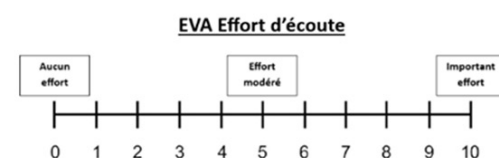


Figure 16. EVA Effort d'écoute

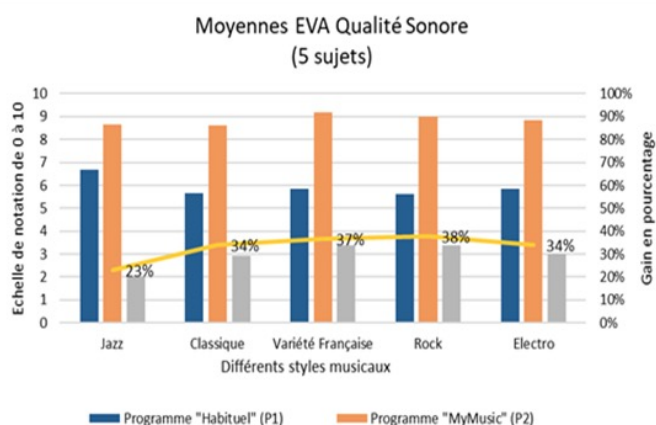


Figure 15. Histogramme des moyennes EVA qualité sonore

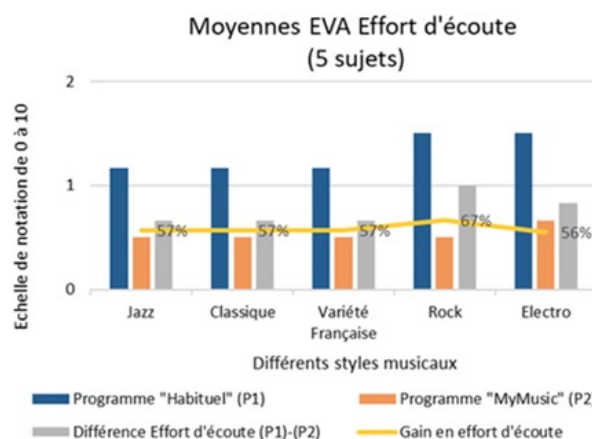


Figure 17. Histogramme des moyennes EVA Effort d'écoute

Histogramme Oreille Droite :

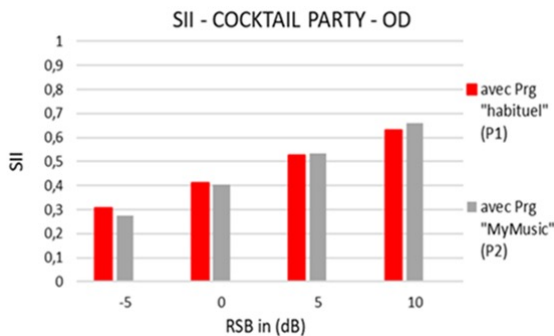


Figure 18. Représentation des résultats SII - OD

Histogramme Oreille Gauche :

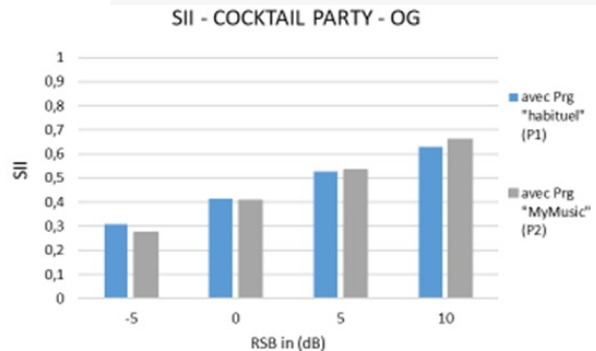


Figure 19. Représentation des résultats SII - OG

Grâce aux résultats collectés, nous pouvons remarquer une nette diminution de l'effort d'écoute entre les deux programmes.

Les résultats indiquent une réduction nette de l'effort d'écoute avec le programme « MyMusic », le gain d'effort oscillant entre 56 % et 67 % par rapport au programme « Habituel » (Figure 17).

Cela témoigne d'un grand confort d'écoute, l'effort étant en moyenne divisé par deux avec le programme « MyMusic ».

Nous allons à présent analyser les résultats obtenus avec le mannequin KEMAR.

2.6.3 RÉSULTATS DES MESURES D'INDICES PSYCHO-ACOUSTIQUES SUR LE MANNEQUIN KEMAR

Speech Intelligibility Index (SII)

Le SII est un indice qui permet d'évaluer l'intelligibilité de la parole. Plus la valeur SII obtenue se rapproche de 1, plus l'audibilité du message entendu est parfaite, garantissant ainsi une bonne compréhension par l'utilisateur.

Les figures 18 et 19 montrent qu'il n'y a pas de différences significatives entre les deux programmes, et ce, quel que soit le RSB (-5 dB, 0 dB, 5 dB et 10 dB). Cependant, on observe que plus le RSB augmente (par incréments de 5 dB), plus

l'indice d'intelligibilité de la parole (SII) s'améliore. Cela s'explique par le fait qu'une augmentation du RSB diminue l'intensité du bruit, permettant au signal vocal d'émerger plus distinctement.

En comparant les performances du programme « MyMusic » avec celles du programme « Habituel » pour chaque RSB testé et pour les oreilles droite et gauche (Figure 18 et 19), nous notons :

Pour les RSB 0 dB (-2,3 %), 5 dB (+0,9 %) et 10 dB (+2,8 %), les différences ne sont pas significatives. Les indices d'intelligibilité de la parole sont quasiment identiques pour les deux programmes.

En revanche, pour un RSB de -5 dB, la perte d'intelligibilité est de plus de 10 % pour le programme « MyMusic », alors que l'indice d'intelligibilité est déjà très faible dans cette condition. Ce résultat est non négligeable.

Le Speech Transmission Index (STI)

Le STI est un indice qui permet d'évaluer la qualité de transmission de la parole. Plus la valeur STI obtenue se rapproche de 1, meilleure est la transmission du message.

Comme pour l'indice SII, les figures 20 et 21 révèlent qu'il n'y a pas de différences significatives entre les deux programmes, quel que soit le RSB (-5 dB, 0 dB, 5 dB et 10 dB).

Histogramme Oreille Droite :

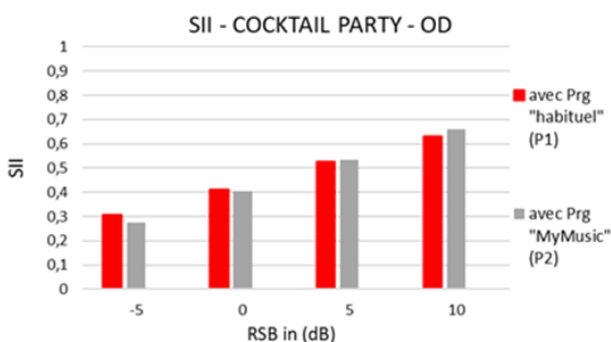


Figure 20. Représentation des résultats STI - OD

Histogramme Oreille Gauche :

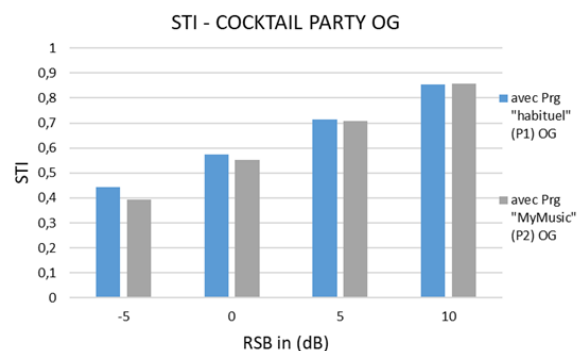


Figure 21. Représentation des résultats STI - OG

Pour les RSB 0 dB (-3,3 %), 5 dB (-0,5 dB) et 10 dB (+0,5 dB), les différences sont négligeables.

Cependant, pour un RSB de - 5 dB, la perte de transmission de la parole atteint 10 % pour le programme « MyMusic », tandis que l'indice de transmission de la parole reste moyen dans cette configuration.

On note également que les scores les plus élevés sont obtenus pour le RSB de 10 dB. Plus le RSB est élevé, plus les scores obtenus pour le STI sont en progression. Pour un RSB de - 5 dB, les scores obtenus tendent vers 0,4 tandis que pour un RSB de 10 dB, les scores tendent vers 0,85 (Figures 20 et 21). Ces résultats montrent que la transmission de la parole est de bonne qualité dans un environnement calme, et cela pour les deux programmes.

The Hearing-Aid Audio Quality Index (HAAQI)

L'indice HAAQI, nous permet de déterminer la qualité de la musique en sortie d'aides auditives.

Les résultats ont été obtenus pour les 5 styles de musique qui ont été écoutés par les patients.

Nous avons étudié la qualité du signal de musique en sortie des aides auditives dans 2 environnements :

1. Un environnement calme (RSB 10 dB),
2. Un environnement bruyant (RSB 0 dB).

Pour chaque style musical, les valeurs HAAQI obtenues (oreilles droite (OD) et gauche (OG) confondues) sont présentées dans le tableau ci-dessous, en fonction des deux environnements étudiés.

Globalement, le programme « MyMusic » se distingue du programme « Habituel » en offrant une qualité d'écoute nettement supérieure pour les cinq styles de musique dans un environnement sans bruit. Cet avantage peut atteindre jusqu'à 24,5 % d'amélioration pour la musique rock par rapport au programme « Habituel ».

Cependant, dans un environnement bruyant, les performances du programme « MyMusic » sont moins marquées. Il continue toutefois de fournir une meilleure qualité d'écoute, avec une amélioration de 7 à 12% pour les musiques rock, électro et classique. En revanche, pour le jazz et la variété française, le gain est presque négligeable,

avec une augmentation limitée, comprise entre 2,5 % et 3,5 % par rapport au programme « Habituel ».

2.7 DISCUSSION

Comme mentionné précédemment, cette étude a été réalisée par trois autres étudiants de troisième année du D.E. d'audioprothésiste, chacun ayant mené des tests sur son propre panel de patients. Cela nous a permis d'élargir l'échantillon à un total de 66 patients.

Après analyse des différents résultats (non présentés dans ce document), nous constatons que les données obtenues pour le Fra-Matrix et les deux échelles visuelles analogiques sont similaires, que ce soit avec le panel de 23 ou de 66 sujets. Cela confirme globalement notre analyse : le programme « MyMusic » n'améliore pas significativement la compréhension dans des environnements bruyants par rapport au programme « Habituel ».

CONCLUSION

La musique fait partie intégrante de la vie des patients, apportant des effets bénéfiques sur notre esprit et notre corps. La perception de celle-ci est donc primordiale, bien qu'elle demeure très subjective et varie d'une personne à une autre.

À travers cette étude, nous avons cherché à déterminer si le programme « MyMusic » du fabricant Oticon permettait, d'une part, d'améliorer la qualité d'écoute dans les situations du quotidien et, d'autre part, d'offrir une restitution sonore de la musique de meilleure qualité en comparaison avec leur programme « Habituel ».

Les tests subjectifs révèlent qu'en usage quotidien, le programme « MyMusic » apporte peu, voire aucun avantage significatif par rapport au programme « Habituel ».

Les mesures objectives réalisées à l'aide de la tête artificielle du mannequin KEMAR, via les indices SII et STI, confirment également qu'en usage quotidien, le programme « MyMusic » n'offre pas de bénéfices notables. En effet, le programme « Habituel » se montre parfois plus performant dans des environnements bruyants.

Cependant, nous avons observé une discordance entre les résultats subjectifs et objectifs lors du test d'écoute musicale. Bien que les tests objectifs ne montrent pas de différence significative, les patients rapportent un ressenti de confort et une qualité d'écoute musicale supérieure avec le programme « MyMusic ».

Cette divergence pourrait s'expliquer par plusieurs biais, notamment le caractère restreint du panel (seulement 5 patients testés pour l'écoute musicale) ainsi que la subjectivité inhérente à l'étude.

En conclusion, il est essentiel de souligner que, quelle que soit la technologie utilisée, l'écoute de la musique demeure un facteur important de cohésion sociale et d'épanouissement personnel. Peu importe le programme choisi, la musique reste bénéfique pour les patients. ■

THE HEARING-AID AUDIO QUALITY INDEX (HAAQI)

Programme "MyMusic" par rapport au programme "Habituel"	Environnement sans bruit	Environnement Bruyant
JAZZ OG & OD confondues	+17,0%	+3,5%
ROCK OG & OD confondues	+24,5%	+12,0%
VARIÉTÉ FRANÇAISE OG & OD confondues	+10,5%	+2,5%
ELECTRO OG & OD confondues	+24,0%	+8,0%
CLASSIQUE OG & OD confondues	+9,5%	+7,0%

RÉFÉRENCES

1. Dr. Toussaint B. ORL, Institut Louis Mathieu CHU Nancy Brabois, Introduction à la phoniatry, D.E. d'Audioprothésiste 3ème année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2022/2023.
2. Bonneau A., La production des sons et le conduit vocal, Cours de Phonétique, D.E. d'Audioprothésiste 3ème année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2022/2023.
3. Ducourneau J., Généralités sur les sons, Cours de traitement du signal, D.E. d'Audioprothésiste 3ème année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2021.
4. Ducourneau J., Cours de PsychoAcoustique, D.E. d'Audioprothésiste 3ème année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2022/2023.
5. LALITTE P., Filigrane N°7 « Aspects acoustique et sensoriel du bruit », page 13, 1er semestre 2008.
6. LALITTE P., Filigrane N°7 « Aspects acoustique et sensoriel du bruit », page 13, 1er semestre 2008.
7. Site internet « Sciences Humaines », Site web : https://www.scienceshumaines.com/l-effet-cocktail-party_fr_38929.html, Olano M, Article Sciences Humaines n°298, décembre 2017 consulté en août 2023.
8. La plasticité cérébrale : une révolution en neurobiologie auteur Catherine Vidal édition Spirale 2012/3 pages 17 à 22.

9. A. Moussard, F. Rochette, E. Bigand : La musique comme outil de stimulation cognitive, Revue : l'Année psychologique. 2012 ; Volume 112, pages 499 à 542.
10. Laura Ferreri, Article : L'intérêt neuroscientifique pour la musique, Site : Open Edition Journals, Dossier : Musique et éducation : Musique et plasticité cérébrale, Septembre 2017.
11. Adbi, Khalessi, Khorsandi, & Gholmi, Article : Introduire la musique comme moyen d'habilitation pour les enfants porteurs d'implants cochléaires, Revue internationale d'Oto-rhino-laryngologie pédiatrique, 7 juin 2001.
12. John M. Gray, Mise à l'échelle perceptuelle multidimensionnelle des timbres musicaux, J. Acoustique. Soc. Suis. (JASA) Volume 61, numéro 5 (mai 1977)
13. Braendgaard M., Spécialiste produit, Marketing et assistance produit, Oticon Décryptage du concept Oticon MyMusic, Livre blanc programme oticon mymusic, 2021.
14. Sean E. Olive, Featured Article : The Perception and Measurement of Headphone Sound Quality: What Do Listeners Prefer ? Sean E. Olive, Acoustics Today - 2022
15. Site internet « OTICON MYMUSIC : UNE INNOVATION MUSICALE », Site web : https://www.oticon.fr/professionals/blog/2021/oticon_mymusic, 27/12/2021, consulté en juin 2023

16. Dr Maillou A., Pr Ducourneau J., Boislève J., Malrin A., Chevret P., Dr Faiz A., Les cahiers de l'Audition, Article : Evaluation objective des performances des aides auditives, n°3, Mai/Juin 2022.
17. Bestel J., Legris E., Rembaud F., Maman T., Galvin J., Article de recherche, Compréhension de la parole dans un bruit diffus et constant chez des auditeurs typiquement entendants et malentendants, 14 septembre 2022.
18. Bestel J., Rembaud F., Robier M., Les cahiers de l'Audition, Article : Evaluation de la compréhension en milieu bruyant, partie : Test Fra-Matrix, n° 2, Avril 2022.
19. Ferschneider M., Gallego S., Moulin A., HAL open science, Utilisation du Questionnaire d'habilités auditives « Parole, audition spatiale et qualité d'auditiOn » (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale) (SSQ) en audioprothèse, Dossier : Questionnaire d'habilités auditives 15ISS, 15 janvier 2022.
20. B. Hagerman, Å.Olofsson, A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise. Acta Acustica United with Acustica, 90(2), 356-361.
21. Kates, J.M., K.H. Arehart, The Hearing-Aid Audio Quality Index (HAAQI), IEEE/ACM Trans Audio Speech Lang Process, Vol 24 (2), 2016, pp 354-365.



Rejoignez le réseau des audioprothésistes 100% indépendants

Formation • Développement • Partage d'expérience



dyapason

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION



ANNE-SOPHIE
LE COURT
DE BÉRU



AUDIOPROTHÉSISTE
D.E.
ANNE-SOPHIE.
DROUIN@ORANGE.FR

L'AUDIOMÉTRIE VOCALE CHEZ LE PATIENT ATTEINT D'APHASIE. CRÉATION D'UNE LISTE D'AUDIOMÉTRIE VOCALE ADAPTÉE.

Les personnes âgées (PA) en EHPAD sont bien souvent exclues de la prise en charge audioprothétique en raison de multiples contraintes techniques et législatives. Le 5ème risque est un élément sociétal majeur de l'Assurance Maladie (AM) et conduit à l'apparition d'une Silver économie. Via l'article 51 de l'AM, des essais de prises en charge sont tentés depuis une dizaine d'années, en particulier par l'équipe de Christian Renard (Lille). Le test de ce dernier veut objectiver les bénéfices prothétiques afin de pallier les difficultés rencontrées lors de l'audiométrie vocale chez les personnes atteintes de démence. Pour autant, certains sujets testés n'ont pas été en mesure de répondre en raison de leur aphasie¹. Compte tenu de cet « échec » tout à fait relatif et d'une bibliographie quasiment inexistante sur le sujet, nous avons souhaité développer une méthode simple pour tester la faisabilité et la pertinence d'une liste vocale composée de proverbes connus à compléter par le sujet à tester et à appareiller en tant que de besoin. Il nous semblait utile de trouver un test d'audiométrie vocale facile à mettre en oeuvre et reproductible pour les personnes atteintes d'aphasie.

MOTS CLÈS

EHPAD, Aphasie, Démences, Test de Fournier, Test de proverbes, Audiométrie vocale, Appareillage et qualité de vie.

OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

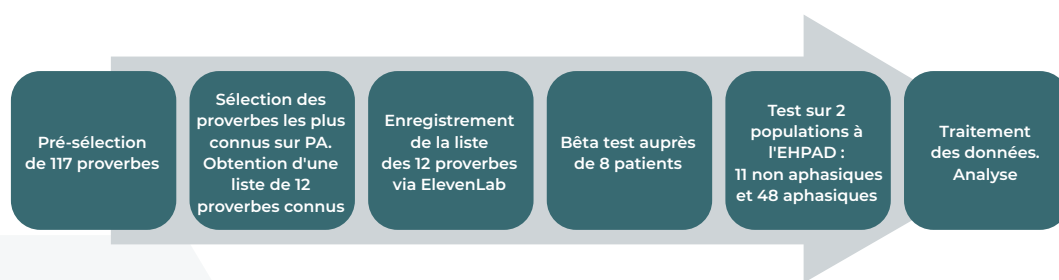
Nous cherchions à savoir si, lors d'un test réalisé par une audiométrie vocale à une personne aphasique, nous pouvions obtenir :

- Une meilleure participation de la part des patients avec une liste de proverbes à compléter par rapport à la liste dissyllabique de Fournier (utilisée pour favoriser la suppléance mentale).

- De meilleurs résultats de la part des patients avec une liste de proverbes à compléter par rapport à la liste dissyllabique de Fournier (Fournier, J.E. 1951).

DÉROULÉ DE LA PROCÉDURE

Les tableaux ci-dessous présentent la liste des 12 proverbes sélectionnés et la liste des mots dissyllabiques de Fournier.



Liste des Proverbes

Aussitôt dit aussitôt fait
Chercher midi à quatorze heures
Chose promise chose due
Couper la poire en deux
Il ne faut pas mettre la charrue avant les bœufs
Jamais deux sans trois
Jeter de l'huile sur le feu
L'argent ne fait pas le bonheur
Petit à petit l'oiseau fait son nid
Qui va à la chasse perd sa place
Tous les chemins mènent à Rome
Un pour tous et tous pour un

Liste des Mots (Fournier)

Le Bouchon
Le Carnet
Le Clavier
Le Coffret
Le Gamin
Le Glaçon
Le Grumeau
Le Pigeon
Le Rebu
Le Réchaud
Le Rondin
Le Souper

RECRUTEMENT DES PARTICIPANTS

Cent quinze résidents institutionnalisés en EHPAD (Hôtel-Dieu EHPAD et Pavillon Damien Delamaire) au CHU Rennes (35000). Au moment des tests (de novembre 2023 à janvier 2024), la moyenne d'âge des résidents (35,7 % d'hommes et 64,3 % de femmes) était de $83,8 \pm 6,02$ ans.

Nous avons répertorié les personnes aphasiques et les non-aphasiques en consultant leurs dossiers médicaux à l'aide du logiciel (DxCare®) de l'EHPAD.

Les tests ont été réalisés sur deux populations différentes :

GROUPE TÉMOIN

- ⇒ **Critères d'inclusion** : Résidents de l'EHPAD sans aphasie.
- ⇒ **Critères d'exclusion** : Langue maternelle étrangère, surdité profonde ou cophose bilatérales non réhabilitées.

GROUPE APHASIQUE

- ⇒ **Critères d'inclusion** : Résidents de l'EHPAD atteints d'aphasie.
- ⇒ **Critères d'exclusion** : Troubles moteurs de la parole (comme le mutisme akinétique), langue maternelle étrangère, surdité profonde ou cophose bilatérales non réhabilitées.

Les tests furent réalisés en chambre, dans un environnement silencieux. Le résident était soit assis sur une chaise, soit alité. L'enceinte était placée sur une table située à environ 1 mètre de distance et orientée face au participant.

Pour éviter l'effet d'ordre des tâches, la moitié des participants a commencé par la liste de Fournier, l'autre moitié par la liste de proverbes.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

- Logiciel d'intelligence artificielle (ElevenLab).
- Logiciel Audacity.
- MacBook Air Apple M1.
- Enceinte portable de type JBL Charge 5.
- Sonomètre de type Compact REED (référence R1920-RE).

Les résultats ont été consignés dans un tableau Excel pour analyse statistique. Pour comparer les groupes (témoin et aphasique), nous avons utilisé des tests quantitatifs paramétriques et non paramétriques en fonction de la taille des échantillons et de la normalité des résultats :

- ⇒ Test de Student
- ⇒ Test des rangs de Mann-Whitney
- ⇒ Test des rangs de Kruskal-Wallis

Le seuil de significativité a été fixé à 5 %.

RÉSULTATS

TESTS (PROVERBES ET FOURNIER) SUR LA POPULATION TÉMOIN.

Moyenne d'âge de la population témoin : $82,3 \pm 7,06$ ans. Test proverbe : 95,9 % de taux de réussite. Test Fournier : 94,2 % de taux de réussite. Il n'existe pas de différence statistiquement significative (t-test : 0,85 avec $p = 0,40$).

TESTS (PROVERBES ET FOURNIER) SUR LA POPULATION APHASIQUE.

Moyenne d'âge de la population aphasique (21 femmes/14 hommes) : $83,5 \pm 6,63$ ans.

Moyenne d'âge des hommes aphasiques : $82,04 \pm 5,7$ ans. Moyenne d'âge des femmes aphasiques : $84,28 \pm 7,13$ ans. Il n'existe pas de différence d'âge statistiquement significative entre les hommes et les femmes au sein de la population aphasique finale (test de Student : 1,01 avec $p = 0,32$). Il n'existe pas de différence d'âge statistiquement significative entre la population témoin et la population aphasique (t-test pour échantillon indépendant : $t = 0,67$ avec $p = 0,51$). Taux de réussite aux proverbes : $64,8 \% \pm 10,6$. Taux de réussite pour le Fournier : $35 \% \pm 12,2$. Le pourcentage de taux de réussite est plus élevé avec l'utilisation des proverbes qu'avec la liste de Fournier. Le taux est statistiquement significativement différent (test de Student applicable) : $t = 3,69$ avec $p < 0,0001$.

Facteurs discriminants au sein de la population aphasique (sexe, pathologies : démences,, leucopathie, atrophie cortico-sous-corticale, AVC).

SEXE

Pour le test des proverbes, les 21 femmes obtiennent $71,4 \% \pm 28,4$ de bonnes réponses, tandis que les 14 hommes en obtiennent $54,8 \% \pm 36,6$. Il n'y a pas de différences significatives entre les hommes et les femmes (test de Student : $t = 1,51$ avec $p = 0,14$). Pour le test des mots dissyllabiques de Fournier, les femmes obtiennent $35,7 \% \pm 34,6$ de bonnes réponses, tandis que les hommes en obtiennent $33,9 \% \pm 36,9$. De nouveau, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les hommes et les femmes (test de Student : $t = 1,51$ avec $p = 0,88$).

PATHOLOGIES

⇒ Démence de Korsakoff

Les 11 résidents aphasiques avec une démence de Korsakoff obtiennent un taux de réussite de $63,6 \% \pm 43,0$ avec les proverbes, et un taux de réussite de $47,7 \% \pm 45,3$ avec Fournier. Il n'existe pas de différence significative entre les deux méthodes (test de Student : $t = 0,84$).

AU TOTAL, NOTRE TEST OUVRE DE RÉELLES PERSPECTIVES POUR LES RÉSIDENTS EN INSTITUTION, NON SEULEMENT POUR LEUR PRISE EN CHARGE AUDIO-PROTHÉTIQUE MAIS ÉGALEMENT POUR LE DÉPISTAGE D'ÉVENTUELLES PATHOLOGIE NEURODÉGÉNÉRATIVES COMME LA MALADIE D'ALZHEIMER .

⇨ Leucopathie

Les 23 résidents aphasiques avec une leucopathie obtiennent un taux de réussite de $62 \% \pm 36$ avec les proverbes, et un taux de réussite de $36 \% \pm 37$ avec Fournier. Les pourcentages sont plus élevés avec le test des proverbes (test de Student : $t = 2,38$ avec $p = 0,02$).

⇨ Atrophie Cortico-Sous-Corticale (CSC)

Sept résidents aphasiques présentaient une atrophie CSC. À l'aide d'un test non paramétrique, de Kruskal-Wallis, qui s'appuie non pas sur les moyennes mais sur l'ordre des valeurs, nous observons que les taux de réussite sont plus élevés avec le test des proverbes à compléter par rapport au test de Fournier ($p = 0,01$).

⇨ Accident Vasculaire Cérébrale (AVC)

Les 13 résidents aphasiques ayant subi un (ou plusieurs) AVC ont présenté de meilleurs taux de réussite avec le test des proverbes par rapport au test de Fournier. Ce résultat a été montré de nouveau avec un test non paramétrique de Kruskal-Wallis ($p = 0,02$).

DISCUSSION

Les critères d'âge et de sexe ont été écartés d'emblée comme biais putatif, permettant une analyse appropriée de la population aphasique. L'analyse des résultats confirme qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre le test de Fournier et celui des proverbes (créés par nos soins) pour le groupe témoin. En revanche, pour le groupe des sujets aphasiques, un meilleur taux de réussite a été observé avec le test des proverbes par rapport au test des mots dissyllabiques de Fournier. En outre, le test des proverbes montre de meilleurs résultats que le test des mots de Fournier, quelle que soit l'origine de l'aphasie.

Ainsi, le test des proverbes semble constituer un outil pertinent. Ce meilleur taux de réussite versus Fournier reflète notre objectif de court-circuiter les processus cognitifs altérés (notamment la mémoire de travail) en mobilisant d'autres processus généralement préservés. Les temps de réaction, significativement plus longs pour les proverbes, indiquent des processus cognitifs probablement distincts. De plus, le test des proverbes a suscité une meilleure participation

grâce à ses aspects ludiques et valorisants, pour le résident. Le test des proverbes surpasse celui de Fournier pour toutes les pathologies étudiées (AVC, CSC, leucopathie), sauf dans le cas de la démence de Korsakoff (63,6 % pour les proverbes, 47,7 % pour Fournier), où la différence n'est pas significative en raison de la dispersion des données. Le syndrome de Korsakoff, lié à une consommation chronique d'alcool, combine une amnésie antérograde et rétrograde due à des lésions des structures diencephaliques médianes².

Au total, le test des proverbes s'avère utile pour les deux types d'aphasie, validant son intérêt dans nos expériences. La distinction se serait faite au niveau du circuit du traitement de la parole, par des mécanismes neuronaux qu'il serait trop long d'expliquer dans cet article^{3,4,5 et 6}.

CONCLUSION

Notre test pourrait trouver toute sa place dans le dépistage auditif des résidents en EHPAD. Cependant, à ce jour, les audioprothésistes font face à un obstacle législatif. Espérons que ce dernier sera levé dans un avenir proche. Aussi, nous savons que notre test doit faire face à la diversité des pathologies rencontrées en EHPAD. Il est important de noter que nous avons exclu de nos tests les résidents atteints de mutisme akinétique et/ou cophotique. Nos résultats préliminaires devront être confirmés avec des cohortes plus larges via des essais multicentriques, suite à une demande de PHRC en lien avec un CHU.

En 2009, une étude brésilienne a utilisé des proverbes pour dépister la maladie d'Alzheimer à l'aide du STADP⁷, qui évalue mémoire, fonctions exécutives et pensée abstraite.

Cependant, ce test suppose une audition intacte, créant un risque de faux positifs, une limite non mentionnée dans l'étude^{8, 9, 10}. Notre test de proverbes permet de vérifier que le patient entend correctement le début du proverbe avant l'interprétation, éliminant ainsi les faux positifs. Il pourrait être utilisé par les médecins généralistes pour évaluer des PA aphasiques ou à risque de démence.

Au total, notre test ouvre de réelles perspectives pour les résidents en institution, non seulement pour leur prise en charge audio-prothétique mais également pour le dépistage d'éventuels pathologie neurodégénératives comme la maladie d'Alzheimer. ■

RÉFÉRENCES

1. Renard C et al. Etude AUTONOMIA : Analyse de l'autonomie des patients malentendants institutionnalisés dans la gestion quotidienne de leur appareillage auditif et intérêt d'une action de formation auprès du personnel soignant. Les Cahiers de l'Audition. 2017;(3):1824.
2. Rogues de Fursac. Manuel de psychiatrie. 6^{ème} éd. Paris: Félix Alcan; 1923. p. 290-291
3. Kremer J-M, Lederlé E, Maeder C, eds. Guide de l'Orthophoniste, Volume 1, Savoirs fondamentaux de l'orthophoniste. Lavoisier; p. 79.

4. Broca P. Perte de la parole, ramollissement chronique et destruction partielle du lobe antérieur gauche du cerveau. Bull Soc Anthropol Paris. 1861;2:235-238.
5. Naples JG et al. Editorial: Hearing loss rehabilitation and higher-order auditory and cognitive processing. Front Neurol. 2023.
6. Sellal F, Weiss C. Memory disease. Rev Prat. 2023 Dec;73(10):1081-1084.
7. Santos MT et al. Validity and reliability of the Screening Test for Alzheimer's Disease with Proverbs (STADP) for the elderly. Arq Neuropsiquiatr. 2009;67(3-B):836-838.

8. Bertolucci, P H et al. "O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral. Impacto da escolaridade" [The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status]. Arq Neuropsiquiatr. 1994;52(1):1-7.
9. Elmore CM, Gorhan DR. Measuring the impairment of the abstracting function with the Proverbs Test. J Clin Psychol. 1957;13:263-266.
10. Lemke U. Hearing impairment in dementia – how to reconcile two intertwined challenges in diagnostic screening. Audiol Res. 2011;1:e15.

ARNAUD
COEZ



AUDIOPROTHÉSISTE,
PARIS

MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

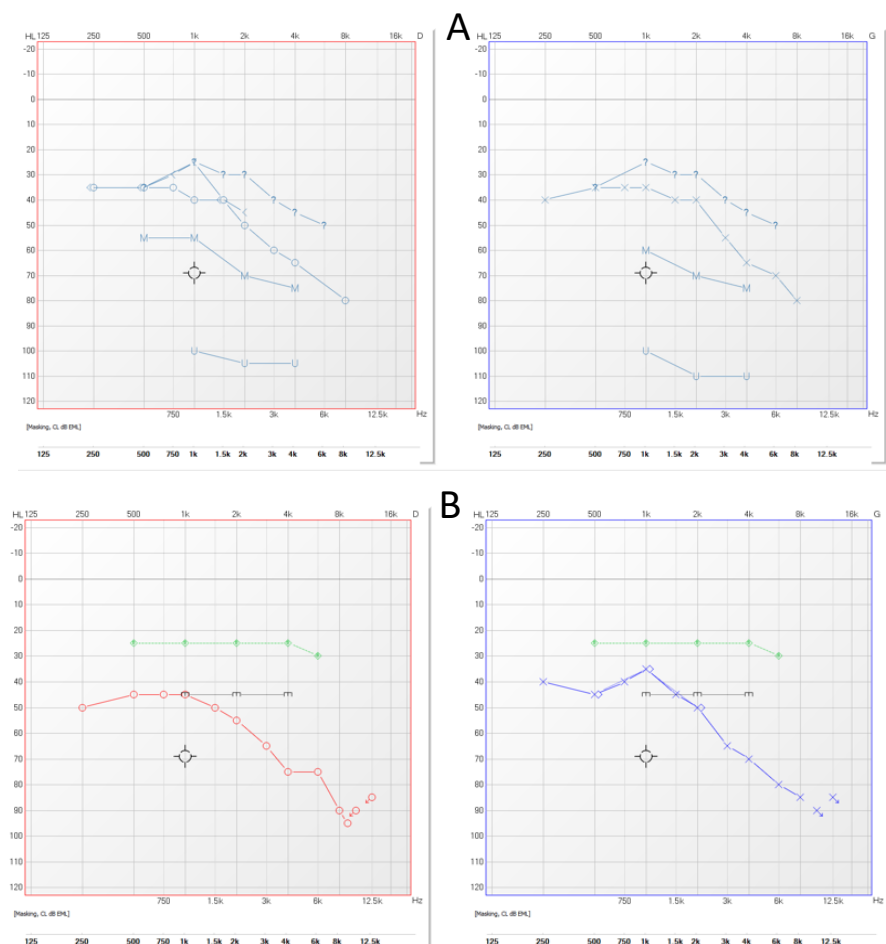
L'AUDIOMÉTRIE TONALE, VOCALE DANS LE SILENCE ET DANS LE BRUIT SONT-ELLES SUFFISANTES POUR CONDUIRE UN APPAREILLAGE AUDITIF CONVENTIONNEL EN CAS DE PRESBYACOUSIE ?

M T, 84 ans, a une perte d'audition symétrique, lentement évolutive. Il est appareillé depuis 20 ans pour une presbyacousie. Il a été appareillé avec un appareillage ouvert de type Widex U-FS 330 et consulte pour la première fois au laboratoire sur les conseils d'une de ses amies, appareillée au laboratoire. Il se plaint essentiellement de mal comprendre dans des situations familiales lorsqu'il y a plus de 4 personnes.

Ses appareils ayant plus de 4 ans, muni d'une nouvelle prescription, il souhaite avoir notre avis. Le bilan audioprothétique initial de 2018 avec ses anciens appareils auditifs montre une amélioration de son audibilité dans les médium mais aucune amplification des sons graves et une amplification très limitée des sons aigus (**Figure 1A**). Les seuils mesurés en audiométrie vocale avec et sans appareils sont cohérents avec les seuils mesurés en audiométrie tonale avec et

sans appareils. En 2021, nous sommes capables avec un appareillage ouvert de rendre audible l'ensemble des sons du spectre sonore. Il a pu bénéficier d'appareils auditifs de type Phonak, Audeo P 90 R, qui améliorent la perception des sons graves et des sons aigus. L'audiométrie vocale dans le silence et dans le bruit en est améliorée. Fort de ce bon résultat, il est décidé de réaliser des embouts afin d'améliorer encore la perception des aigus et des graves, les embouts évitant la

Figure 1. Bilan audioprothétique tonal initial (1A) avec et sans appareils auditifs réalisé 2018, avec un appareillage 'ouvert'. Les seuils mesurés en audiométrie vocale avec et sans appareils sont cohérents avec les seuils mesurés en audiométrie tonale avec et sans appareils. En 2021, avec un appareillage avec embout, amélioration de la perception des sons graves et des sons aigus (1B), mais apparition d'une discordance tonale/vocale dans le silence et dans le bruit.



APPAREILLAGE AUDITIF ET EXPLORATION FONCTIONNELLE DE L'AUDITION

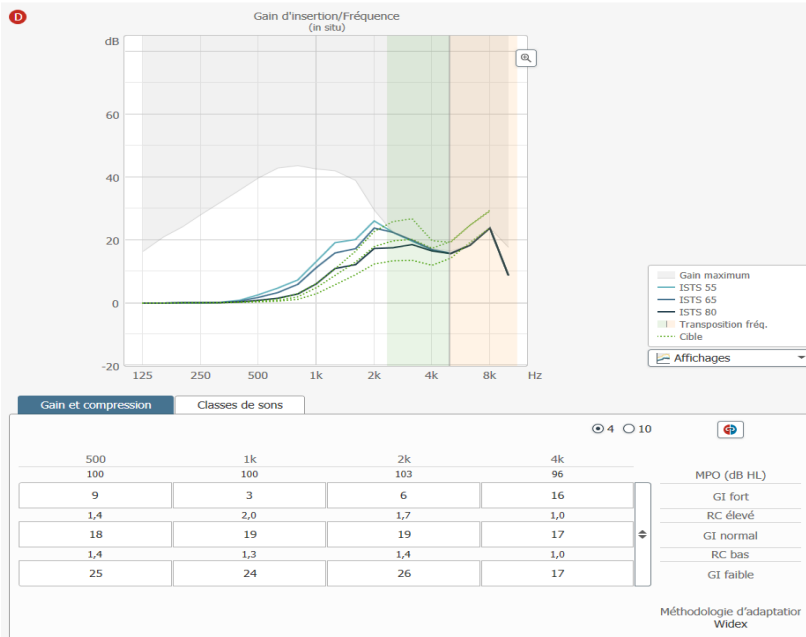
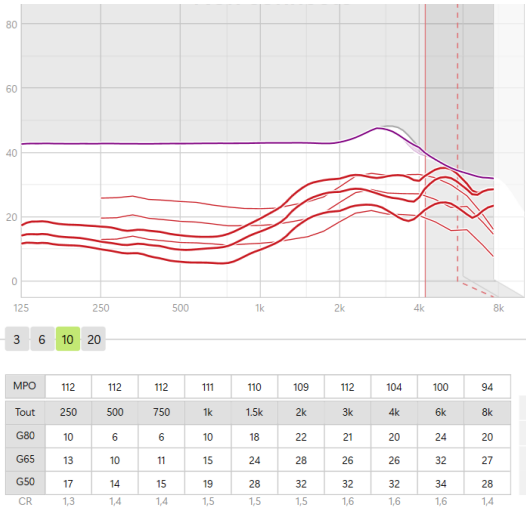


Figure 2. Courbes de réponses des appareils auditifs initiaux (2A) et lors du renouvellement (2B)

survenue d'un larsen pour les amplifications employées et une limitation de la fuite des sons graves (Figure 2). L'audibilité en est encore améliorée mais des difficultés dans le silence apparaissent et la compréhension dans le bruit n'est pas améliorée malgré la capacité de l'appareil à améliorer le rapport signal/bruit en fonction de la situation traversée. L'essai de cette solution est malgré tout entrepris pendant un mois car cette perception nouvelle au travers des appareils nécessite probablement un apprentissage et une adaptation. Malheureusement, au bout d'un mois la situation ne s'est pas améliorée. Il a donc été décidé de revenir sur un appareillage ouvert qui permet une amélioration de la compréhension dans le bruit objectivé par le test dissyllabique de JC Lafon en présence d'un bruit de type OVG (listes des CD du Collège National d'Audioprothèse) par rapport à l'appareillage avec embout. L'appareillage ouvert permet une amélioration de 3 dB de rapport signal/bruit. Effectivement, en cas de bruit aussi fort que la voix, l'intelligibilité de la parole est de 50% avec un appareillage ouvert. Dans le cas d'un appareillage avec embout, le bruit doit être 3 dB moins fort pour obtenir ce même score de 50% (Figure 3).



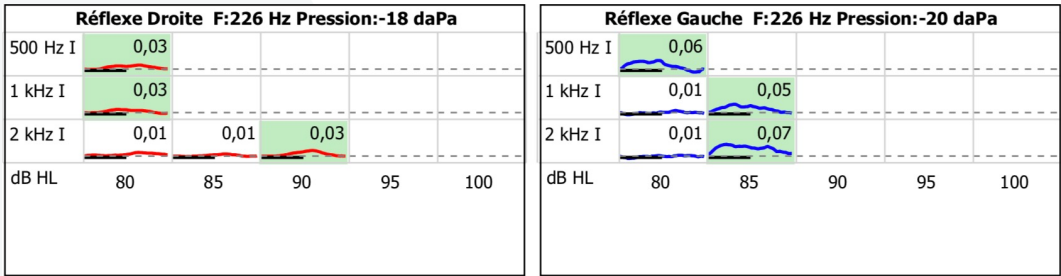
B

A

	dB	%	(%)	S/B
B	65 [53]	100.0%	100.0%	12
	65 [56]	80.0%	80.0%	9
	65 [59]	80.0%	80.0%	6
	65 [62]	50.0%	50.0%	3
	65 [56]	90.0%	90.0%	9
	65 [59]	100.0%	100.0%	6
A	65 [62]	80.0%	80.0%	3
	65 [65]	50.0%	50.0%	0

Figure 3. Test dans le bruit, listes dissyllabiques de JC Lafon, bruit OVG variable (de 53 à 65 dB), voix masculine fixe à 65 dB SPL. En cas de bruit aussi fort que la voix, l'intelligibilité de la parole est de 50% avec un appareillage ouvert (3A). Dans le cas d'un appareillage avec embout, le bruit doit être 3 dB moins fort pour obtenir ce même score de 50% (3B)

Figure 4. La mesure du seuil de déclenchement du réflexe stapédien révèle sa fonctionnalité à droite et à gauche.



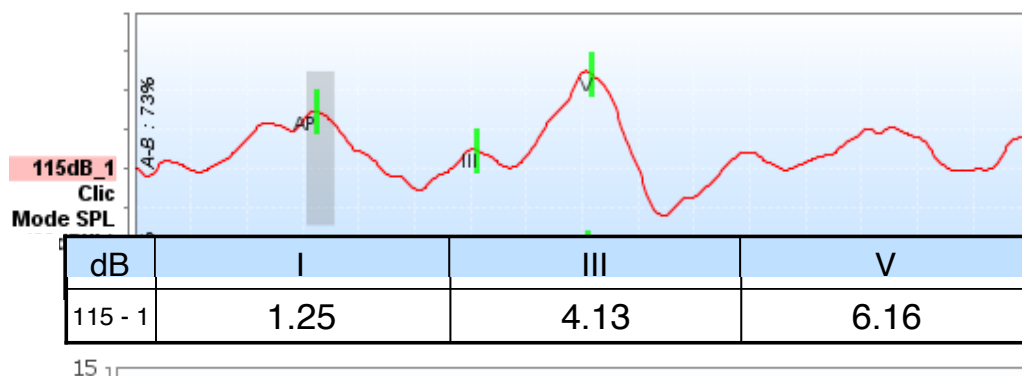


Figure 5. Enregistrement des potentiels évoqués auditifs. L'intervalle I-III est de 2,88 ms au lieu des 2 ms +/- 0,4 attendues

Diagnostiqué 'presbycousique', les résultats obtenus ne sont pas ceux qui sont attendus a priori.

Monsieur T a par ailleurs accepté de participer à un protocole de recherche. Il a pu bénéficier d'une mesure du seuil de déclenchement des réflexes stapédiens. Ceux-ci s'avèrent présents à 500 Hz, 1 kHz et 2 kHz (figure 4).

Leur présence en cas de presbycousie est généralement un facteur de bon pronostic d'appareillage. Effectivement, le réflexe assure un taux de compression d'un facteur 4 permettant au système auditif d'analyser naturellement des signaux sonores ayant une grande dynamique d'amplitude sans avoir recours à des taux importants de compression par les appareils auditifs. Nous en avons tenu compte dans le réglage puisque les taux de compressions sont de l'ordre de 1,4 plutôt que 2. Néanmoins, le résultat clinique escompté est absent.

Le résultat du test objectif des oto-émissions provoquées et les produits de distorsion ne permet pas de mettre en évidence leur présence. Par ailleurs, l'enregistrement des potentiels évoqués auditifs révèle un intervalle des latences (I-III) anormalement élevé.

Le traitement des informations est donc 'ralenti' à des stades précoces du système auditif. Un gène a été également mis en évidence (SLC12A2), connu pour induire des dysfonctions des canaux ioniques $\text{Na}^+/\text{K}^+/\text{2Cl}^-$ (protéine NKCC1) pouvant probablement être impliqué dans les limitations

de transmission de l'influx nerveux à des stades précoces de traitement de l'information sonore.

La protéine NKCC1 défectueuse ne permettrait pas de rétablir rapidement les concentrations de $\text{Na}^+ \text{K}^+$ et Cl^- après chaque cycle de dépolarisation. On ne peut pas exclure l'expression de ce gène également à un niveau plus central limitant la compréhension dans un milieu bruyant, c'est-à-dire quand un nombre important d'informations doivent être transmises.

Cette dysfonction agit comme si une saturation du traitement de l'information sonore en présence d'une trop grande quantité d'information à analyser. La stratégie palliative audioprothétique consistera à éviter une trop grande quantité d'information sonore, par un gain acoustique trop élevé pour des niveaux sonores faibles et/ou des facteurs de compression trop élevés (supérieurs à 2) et/ou un embout trop hermétique.

CONCLUSION

En présence de résultats audioprothétiques discordants entre le gain audioprothétique tonal, vocal et le gain acoustique, il serait souhaitable que des explorations complémentaires puissent être entreprises afin de s'assurer que toutes les solutions palliatives ont pu être explorées et qu'aucune solution 'cachée' ne le demeure. ■

YVES LASRY



MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

DIRECTEUR DE
LA STRATÉGIE
SHOEBOS FRANCE

DU TYMPAN À L'AUDIOMÈTRE : ENQUÊTE SUR UN ÉCART DE GAIN INEXPLIQUÉ

L'adaptation audioprothétique moderne repose sur une chaîne logique reliant une entrée audiométrique en dB HL (Hearing Level) à une sortie cible en dB SPL (Sound Pressure Level), à proximité du tympan du patient. Cet article propose une approche de rétro-ingénierie du gain appliqué par les aides auditives. Il démontre l'importance cruciale des mesures acoustiques personnalisées (telles que le RECD et le REUR) et de l'utilisation d'inserts audiométriques pour aboutir à une adaptation audioprothétique optimisée. Son objectif est d'inciter chaque audioprothésiste à systématiser ces méthodes afin de proposer à leurs patients une correction auditive réellement personnalisée.

UN PATIENT, UNE CIBLE ATTEINTE... EN APPARENCE SEULEMENT

Paul revient en consultation, déçu par sa nouvelle aide auditive. Pourtant, d'après le logiciel du fabricant, le réglage correspond exactement à la cible de gain prescrite. Sur l'écran, tout est au vert et l'appareillage est « parfaitement ajusté ». Pourquoi alors ce patient se plaint-il ? Pour y voir clair, son audioprothésiste procède à une mesure *in vivo* du gain de l'appareil, c'est-à-dire une REAR (Real Ear Aided Response ou réponse en oreille appareillée). Cette mesure objective révèle un écart inattendu par rapport à la cible : certaines fréquences clés ne sont pas amplifiées comme prévu. L'enquête peut commencer.

Ce cas n'est pas isolé. Des études ont en effet déjà montré que les gains prévus par les logiciels des fabricants s'écartent souvent des résultats mesurés sur le patient. Par exemple, Aarts et Caffee

¹ ont comparé le REAR prédit par un logiciel et la mesure réelle au sein de 79 oreilles : dans moins de 12 % des cas la courbe réelle correspond cliniquement à la courbe prédite. Autrement dit, près de 9 fois sur 10, il y a des écarts notables malgré une « cible atteinte » affichée. Hawkins et Cook ² avaient déjà signalé en 2003 ce décalage fréquent entre l'algorithme du fabricant et les formules prescriptives

indépendantes. La raison principale ? Les logiciels utilisent des approximations standardisées et ne tiennent pas compte des différences anatomiques individuelles lorsque les mesures de personnalisation ne sont pas réalisées. Chaque conduit auditif ayant ses particularités, leur non prise en compte peut influencer significativement le son qui arrive au tympan.

Dans notre affaire, Paul distingue mal les consonnes "s" et "f", il se plaint aussi d'une audition "floue" dans le bruit malgré un appareillage censé compenser sa perte. Son audioprothésiste décide donc de remonter la chaîne acoustique, étape par étape, pour identifier où le bât blesse. Cette démarche de rétro-ingénierie va du tympan (site de la mesure *in vivo*) jusqu'au calibrage de

l'audiomètre ayant servi à établir l'audiogramme. Notre audioprothésiste découvrira qu'à chacune des étapes, de subtiles erreurs ou approximations peuvent s'accumuler et expliquer l'écart observé.

ACTE 1 : REAR ET CIBLE : LE DÉBUT DE L'ENQUÊTE

La scène initiale plante le décor : la REAR mesurée dans l'oreille de Paul ne correspond donc pas avec la cible de gain théorique. Pour comprendre, rappelons que la REAR est la réponse acoustique, en dB SPL, mesurée au fond du conduit, aide auditive en marche. La cible, elle, est calculée à partir de l'audiogramme et d'une formule (NAL-NL2 dans notre cas). Si tout était parfait, la courbe REAR devrait coïncider avec la courbe cible lors de la vérification *in vivo*. Un écart signifie que le patient reçoit soit trop peu, soit trop de son à certaines fréquences, malgré les apparences du logiciel de réglage.

Dans le cas de Paul, la REAR montre un manque de gain autour de 3 kHz, zone cruciale pour l'intelligibilité de la parole (sons "s", "sh", voix féminines). Le logiciel de l'aide auditive indiquait, pourtant, que la cible était atteinte. Ce constat pousse à examiner toutes les hypothèses : et si la cible elle-même, ou la façon de l'atteindre, était faussée en amont ? Plusieurs paramètres tout au long du processus de réglage pourraient expliquer cette discordance ¹.

L'audioprothésiste décide donc de revoir chacun des paramètres participant à la conversion de l'audiogramme en cible :

- les paramètres de personnalisation :
 - RECD (Real Ear to Coupler Difference)
 - REUR (Real Ear Unaided Response)
- les paramètres relatifs à la réalisation de l'audiogramme initial
 - Choix du transducteur audiométrique
 - Type de couplage acoustique en cas d'utilisation d'inserts audiométriques.

En somme, il s'agit de vérifier tout ce qui se passe entre le tympan et l'audiomètre.

CET ARTICLE PROPOSE UNE
APPROCHE DE RÉTRO-INGÉNIERIE
DU GAIN APPLIQUÉ PAR LES AIDES
AUDITIVES.

ACTE 2 : LE RECD, PRINCIPAL SUSPECT

Le premier suspect est le RECD. Il représente l'écart, en décibels, entre la réponse obtenue dans l'oreille réelle du patient et celle obtenue dans un coupleur standard de 2 cm³. Il dépend de la taille et de la forme du conduit ainsi que du mode de couplage de l'embout. En pratique, le RECD sert à convertir les valeurs de l'audiogramme (mesurées en dB HL) en valeurs dB SPL au tympan, et ainsi, à prédire la sortie de l'aide auditive dans l'oreille à partir de mesures réalisées au coupleur.

Mais comment a-t-il été obtenu pour Paul ? Dans notre histoire, comme dans de nombreux cas quotidiens, le RECD individuel de Paul n'avait pas été mesuré initialement. Le logiciel de réglage a donc utilisé un RECD "moyen" par défaut, occultant ainsi les spécificités des conduits auditifs de Paul.

Bagatto et al. ³ ont en effet montré que les RECD varient considérablement d'un individu à l'autre. Chez l'enfant notamment (les oreilles sont plus petites), les RECD mesurés peuvent dépasser de 10 à 15 dB les valeurs adultes moyennes dans les aigus ³. Chez l'adulte, les variations sont moindres mais tout de même significatives selon la taille du conduit, la présence d'un événement ou de fuites acoustiques. Utiliser une valeur moyenne peut donc introduire une erreur systématique dans le calcul de la cible et dans la prédiction du gain. En l'occurrence, dans le cas d'un conduit atypique (par exemple très étroit ou très large), le RECD moyen ne permettra pas d'estimer avec justesse le niveau sonore à proximité du tympan.

Bagatto, Moodie et al. ont aussi montré que dans plus de 40 % des appareillages pédiatriques, les audioprothésistes utilisaient un RECD moyen au lieu de le mesurer, et que ces appareillages présentaient des écarts significatifs par rapport à la cible prescrite ⁶. Chez l'adulte, le RECD est aussi rarement mesuré en routine, malgré l'importance de sa bonne réalisation.

Notre audioprothésiste mesure donc le RECD de Paul avec son embout sur mesure et constate une valeur mesurée qui est 5 dB plus élevée à 3 kHz que la courbe standard. Cela signifie qu'en l'absence de données personnalisées, le logiciel a surestimé le gain réel fourni dans l'oreille de Paul sur cette fréquence. En calculant de nouveau la cible et en tenant compte, cette fois-ci, du RECD mesuré, l'audioprothésiste de Paul a pu observer une prescription de gain plus importante dans les hautes fréquences pour compenser le manque d'amplification induit par l'anatomie atypique de ce conduit auditif. En d'autres termes, l'appareil n'était pas assez amplifié autour de 3 kHz, d'où la plainte de Paul. Ce RECD inadapté, car non mesuré, apparaît ainsi comme le coupable principal de notre enquête, celui qui explique la majeure partie du décalage mesuré.

ACTE 3 : LE REUR, UN COMPLICE SILENCIEUX

Deuxième suspect dans notre investigation : le REUR, soit la réponse oreille nue, sans appareil. Le REUR, souvent exprimé en gain (REUG), représente

la résonance naturelle du conduit auditif humain, généralement un pic de gain d'environ 17 dB en moyenne aux alentours de 2700 Hz chez l'adulte.

Ce gain naturel du pavillon et du conduit est impacté dès lors qu'on insère une aide auditive, et la formule prescriptive en tient compte lors du calcul du gain d'insertion prescrit (REIG). Cependant, de la même manière que pour le RECD, chaque individu a un REUR qui lui est propre. Certains conduits produisent un pic de résonance plus faible, plus élevé, et / ou à une fréquence différente de la moyenne.

Ignorer la mesure REUR, c'est faire appel à une valeur statistique pouvant conduire à des erreurs de 5 à 10 dB sur certaines fréquences, augmentant encore l'incertitude dans la maîtrise des gains effectifs en situation réelle.

Pour ce qui concerne notre enquête, le REUR de Paul n'avait pas été mesuré non plus. Son audioprothésiste réalise donc a posteriori cette mesure en plaçant le tube du microphone sonde à proximité du tympan et sans l'appareil.

Verdict : la résonance naturelle des conduits auditifs de Paul culmine à 2200 Hz au lieu des 2700 Hz attendus, avec un gain de 12 dB. Cela signifie que la formule NAL-NL2, qui tablait sur une résonance de l'ordre de 17 dB à 2700 Hz, a sous-estimé le gain à 2200 Hz. Ce décalage de résonance a donc contribué au déficit d'amplification constaté dans cette zone.

Ainsi, un REUR mesuré permet de personnaliser le calcul du gain d'insertion ⁷ et d'éviter des erreurs de 5 à 10 dB sur certaines fréquences.

ACTE 4 : LES CIRCONSTANCES AGGRAVANTES

CASQUE OU INSERTS AUDIOMÉTRIQUES : UNE CONVERSION À HAUT RISQUE

Poursuivons notre remontée de la chaîne jusqu'à l'audiogramme initial de Paul. Celui-ci a été réalisé à l'aide d'un casque supra-auriculaire de type TDH 39. Dans cette configuration, la chaîne de conversion des niveaux sonores émis par le transducteur en valeurs dB SPL au tympan comporte deux corrections successives :

- Le RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level) : Fonction de transfert relative au casque utilisée. Elle convertit les niveaux émis (dB HL) en niveaux SPL dans un coupleur adapté
- Le REDD (Real-Ear-to-Dial Difference) : Fonction de transfert qui définit l'écart entre le niveau (dB SPL) délivré par ce casque dans l'oreille du patient et le niveau (dB SPL) indiqué sur l'affichage de l'audiomètre.

Si le REDD n'est pas mesuré individuellement, le logiciel de réglage applique une valeur moyenne. Or, la littérature montre que cette moyenne peut notablement diverger de la réalité, en particulier chez les enfants ou les sujets aux conduits auditifs atypiques (8), ajoutant ainsi une incertitude de plusieurs décibels à la mesure. Ainsi, réaliser l'audiométrie au casque ajoute une mesure potentielle complémentaire, celle du REDD.

À l'inverse, lorsque l'on teste directement l'audition aux inserts, on supprime ce maillon et l'on peut immédiatement mesurer le RECD pour personnaliser la conversion.

Pour ce qui concerne Paul, le logiciel de mesure appliquait correctement la table de REDD moyenne pour un casque de type TDH-39. Néanmoins, cette moyenne ajoutait une incertitude de 3 à 4 dB à la cible. Mesurer le REDD ou mieux, réaliser l'audiogramme aux inserts dès le départ aurait évité d'ajouter de potentielles erreurs complémentaires dans la chaîne de conversion des niveaux sonores émis par le transducteur (dB HL) en valeurs en dB SPL au tympan.

EMBOUT D'INSERT ET EMBOUT SUR MESURE : LA FACE CACHÉE DU RECD

Revenons au RECD, ce différentiel oreille-coupleur si crucial. Nous avons vu l'importance de le mesurer, mais une question demeure : comment le mesure-t-on ? Deux méthodes existent : en utilisant l'embout auriculaire de l'aide auditive du patient ou bien à l'aide d'une mousse d'insert. Par habitude, beaucoup de cliniciens, notamment en pédiatrie, utilisent un embout mousse et un écouteur insert (de type ER-3A) pour mesurer le RECD : c'est pratique et standardisé ⁵. Mais est-ce équivalent à une mesure faite avec l'embout sur mesure et l'aide auditive ? Munro et Toal ont comparé les RECD mesurés via un écouteur insert ou un appareil BTE connecté au coupleur : ils ont trouvé des écarts notables, jusqu'à 6 dB de différence dans les moyennes fréquences ⁴. L'impédance acoustique de la source sonore joue en effet un rôle : un écouteur d'insert et un embout mousse n'interagissent pas avec le conduit de la même façon qu'un écouteur d'insert équipé d'un embout sur mesure ¹⁰.

De plus, l'embout sur mesure peut avoir une ventilation qui modifie la réponse aux basses fréquences, alors qu'un embout mousse couplé directement au conduit peut être plus étanche. En clair, le RECD mesuré avec une mousse d'insert peut ne pas représenter fidèlement la différence entre l'oreille réelle et le coupleur pour l'aide auditive finale ⁷.

Dans le cas de Paul, l'audioprothésiste, lors du premier appareillage, a opté pour un protocole rapide : audiogramme mesuré au casque, pas de REUR ni RECD mesurés, et réglage logiciel « automatique » avec valeurs moyennes. Paul utilisant un embout sur mesure avec évent, on peut facilement imaginer que le RECD réel diffère de 4 à 5 dB sur certaines bandes par rapport au RECD statistique utilisé initialement. C'est finalement ce que cette mesure a révélé à l'audioprothésiste, mais a posteriori. Mesurer initialement le RECD de Paul avec son embout aurait évité ce genre de surprise tout en affinant la précision du réglage initial ¹¹.

Ces points nous rappellent deux recommandations importantes, celle de mesurer systématiquement le RECD en début d'appareillage, et celle d'utiliser le même type de transducteur et de couplage pour l'audiométrie, la mesure du RECD et la vérification ¹¹. Ainsi, si l'audition est testée avec une mousse d'insert, le RECD doit être mesuré avec

une mousse d'insert. Si l'audiométrie est réalisée avec un embout pour contour d'oreille, le RECD doit être également mesuré avec l'embout ⁶.

CALIBRAGE DE L'AUDIOMÈTRE : LA TOLÉRANCE A SES LIMITES

Approchons du bout de la chaîne : l'audiomètre et son calibrage. On pourrait penser qu'à ce niveau les écarts sont minimes, mais rappelons que les normes autorisent une certaine tolérance. Selon les standards ANSI/ISO, un audiomètre calibré peut avoir une déviation de ± 3 dB sur les fréquences jusqu'à 5000 Hz (et ± 5 dB aux hautes fréquences) tout en étant considéré conforme ¹². En pratique, cela signifie que deux audiomètres "aux normes" peuvent différer de 6 dB l'un par rapport à l'autre sur une même mesure, sans compter les erreurs liées à la méthode de détection des seuils (Hughson-Westlake).

Si l'audiomètre utilisé pour Paul avait, par exemple, 3 dB de moins que la référence réelle à 3000 Hz (sans qu'on le sache), son audiogramme aurait pu sous-estimer légèrement la sévérité de la perte à cette fréquence. La cible calculée aurait alors été un peu optimiste (gain insuffisant) à 3 kHz. Ce n'est pas, bien sûr, la cause principale de l'écart, mais c'est un facteur qui se cumule aux autres, une audiométrie clinique comportant toujours une incertitude de quelques décibels (calibration, collaboration du patient, bruit de fond...).

L'audioprothésiste de Paul vérifie donc que l'audiomètre de référence a bien été calibré récemment et qu'il n'y a pas d'anomalie flagrante. Tout est en ordre, mais l'exercice rappelle qu'un appareil légèrement désétalonné peut contribuer à fausser la donne ¹².

LOGICIEL DE RÉGLAGE ET LOGICIEL DE MESURE : ALIGNER LES ÉTOILES

Enfin, l'audioprothésiste-enquêteur s'assure de la concordance des paramètres entre le logiciel de réglage de l'appareil et le logiciel de mesure *in vivo*. Plusieurs éléments doivent être alignés : le type de transducteur audiométrique utilisé, la formule cible choisie (NAL-NL2, DSL v5, etc.), le type de mesure et son mode d'affichage (gain ou réponse) et enfin, le type d'embout.

Cela peut paraître évident, mais des erreurs de sélection peuvent se produire lors de cette étape. Par exemple, si la cible affichée par le système de mesure ne correspond pas à celle du logiciel de réglage, la courbe cible sera inadéquate. De même, comparer une mesure REAR à une cible exprimée en gain d'insertion, qui soustrait le REUR, créerait un faux écart.

Dans notre scénario, l'audioprothésiste vérifie donc que les paramètres renseignés lors de la mesure *in vivo* sont bien les mêmes que ceux utilisés par le logiciel de réglage des aides auditives. Les deux logiciels affichent une cible NAL-NL2 calculée à partir d'une audiométrie réalisée au casque et dont l'embout est réalisé sur mesure pour adapter le conduit auditif de Paul à l'appareil de correction auditive. Heureusement, il n'y a aucun mauvais réglage à ce niveau et donc,

aucune discordance de paramétrage entre les deux logiciels (même transducteur, même cible, même embout et même type d'affichage). Cette étape de vérification élimine la possibilité d'une erreur de paramétrage de la cible.

Il est aussi bon de rappeler que certains appareils auditifs ont des réglages internes qu'il faut harmoniser avec la mesure : par exemple, la compression fréquentielle qui peut compliquer la comparaison directe aux cibles standard.

Ici, les aides auditives de Paul ne proposent aucun traitement fréquentiel mais l'audioprothésiste a tout de même veillé à les configurer en mode test afin de pouvoir réaliser des mesures *in vivo* stables et exemptes de tout traitement de gestion du bruit.

ÉPILOGUE : RÉSOLUTION ET LEÇONS À RETENIR

Après ce méthodique retour aux sources, notre audioprothésiste peut enfin expliquer l'énigme à Paul et surtout y remédier. Les principaux coupables sont identifiés : un REUR et un RECD non individualisés car non mesurés. En les intégrant dans le logiciel, la cible à 3 kHz s'est ajustée à la hausse. Un affinement du gain de l'aide auditive a été effectué en conséquence, ajoutant environ 5 dB à 2 à 3 kHz. La mesure *in vivo* de contrôle a montré que la REAR coïncidait désormais parfaitement avec la cible actualisée.

Paul a immédiatement ressenti la différence : il rapporte que les consonnes sifflantes sont plus nettes et que les voix féminines lui semblent à présent claires, confirmant que le réglage est plus pertinent et en adéquation avec ses attentes.

Cette enquête nous apporte plusieurs enseignements cruciaux pour la pratique :

- Mesurer les paramètres individuels du patient (RECD et REUR) pour personnaliser le gain prescrit par les cibles et réduire significativement l'incertitude sur les performances de l'aide auditive ⁶. Les valeurs moyennes sont de bons guides, mais peuvent s'écarter notablement de la réalité d'un individu ^{3,7}.
- Dédurre la cible en dB SPL au tympan à partir de l'audiogramme en appliquant les corrections adéquates (RETSPL, RECD, REDD). L'audiogramme en dB HL est une mesure relative à un transducteur étalonné sur une oreille de référence. Toute erreur ou approximation dans cette conversion se répercute sur le réglage final.
- Vérifier objectivement les gains par mesure *in vivo* au lieu de les supposer. Sans cette mesure du REAR, Paul serait de nouveau reparti avec un réglage inadéquat alors même que "tout semblait bon" dans le logiciel de réglage. Cette vérification a permis de saisir les écarts de la réalité par rapport au modèle et de les corriger. C'est un gage de qualité et, in fine, de satisfaction patient ¹³.

En conclusion, l'histoire de Paul met en lumière le fait que l'addition de petits écarts – un RECD non mesuré ici, un REUR ignoré là, une ventilation d'embout non prise en compte, quelques décibels de tolérance de calibrage – peut aboutir à un décalage notable entre la cible affichée et l'efficacité perçue de l'appareillage (**Tableau 1**). En remontant méthodiquement la chaîne acoustique, L'audioprothésiste de Paul a pu identifier ces écarts et les corriger un à un. Cette démarche rigoureuse (**Tableau 2**) garantit des réglages optimisés et rappelle qu'en matière d'adaptation prothétique, le diable se cache dans les détails... acoustiques. ■

Étape de la chaîne acoustique	Source d'erreur potentielle	Impact possible (exemples)
Audiométrie	Calibrage de l'audiomètre	Écart de ± 3 dB autorisé par les normes (ANSI/ISO).
	Choix du transducteur	Mauvaise sélection (casque / insert) dans le logiciel, créant un décalage des RETSPL.
	Technique de mesure	Manque d'attention du patient, méthode de test.
Modélisation de l'oreille	RECD non mesuré (utilisation d'une moyenne)	Erreur de ± 5 dB ou plus chez l'adulte. Jusqu'à 15 dB chez l'enfant.
	REUR non mesuré (utilisation d'une moyenne)	Erreur de 5 à 10 dB si la résonance réelle est atypique en fréquence ou en amplitude.
Couplage Acoustique	Différence de mesure du RECD	Écart jusqu'à 6 dB entre une mesure à l'insert mousse et avec l'embout sur mesure.
	Ventilation ou fuite de l'embout	Modification de la réponse non prise en compte par un RECD moyen.
Réglage & Vérification	Discordance des logiciels	Cible différente entre le logiciel de réglage et le système de mesure In-Vivo.
	Traitements du signal actifs	Réducteurs de bruit, compresseurs fréquentiels modifiant la réponse lors de la mesure.
Erreur cumulée		Décalage de 5 à 10 dB entre la cible et la réalité du patient

Tableau 1. Synthèse des sources d'erreurs potentielles dans la chaîne d'appareillage

CAS CLINIQUE DU TYMPAN À L'AUDIOMÈTRE

Type de mesure	Objectif Principal	Bénéfice en Précision	Bénéfice en Temps
Audiométries aux Inserts	Simplifier la chaîne de conversion HL - SPL	Supprime la variable du REDD et son incertitude ($\pm 3-4$ dB)	Évite la mesure du REDD
Mesure du REUR	Personnaliser le gain d'insertion (REIG)	Corrige les écarts de résonance naturelle (erreur de 5-10 dB)	Temps de réalisation : 1 min.
Mesure du RECD	Personnaliser la conversion HL - SPL	Évite le recours à un RECD non personnalisé (Erreur de 5 à 10 dB)	Temps de réalisation : 2 minutes Réduction du nombre de visites de suivi.
Mesure du REAR	Valider objectivement le réglage final	Confirme que la cible est réellement atteinte sur le patient.	Temps de réalisation : 2 minutes Réduction du nombre de visites de suivi.

Tableau 2. Guide pratique des mesures de personnalisation

RÉFÉRENCES

1. Aarts NL, Caffee CS. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness. *Int J Audiol.* 2005;44(5):293-301.
2. Hawkins DB, Cook JA. Hearing aid software predictive gain values: how accurate are they? *Hear J.* 2003;56(7):26-34.
3. Bagatto MP, Scollie SD, Seewald RC, Moodie KS, Hoover BM. Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. *J Am Acad Audiol.* 2002;13(8):407-415.
4. Munro KJ, Toal S. Measuring the real-ear-to-coupler difference with an insert earphone and a hearing

instrument: Are they the same? *Ear Hear.* 2005;26(1):27-34.

5. Seewald RC, Scollie SD. Infants are not average adults: implications for audiometric testing. *Hear J.* 1999;52(10):64-72.
6. Bagatto M, Moodie S, Scollie S, et al. Clinical protocols for hearing instrument fitting in the desired sensation level method. *Trends Amplif.* 2005;9(4):199-226.
7. Mueller HG. Fitting hearing aids to adults using prescriptive methods: An evidence-based review of effectiveness. *J Am Acad Audiol.* 2005;16(7):448-460.
8. Tokar-Prejna N, Meinzen-Derr J. Audiometric thresholds: insert earphones versus supra-aural headphones in children with ventilation tubes. *J Am Acad Audiol.* 2006;17(8):562-566.

9. Munro KJ, Lazenby A. Use of the "real-ear to dial difference" to derive real-ear SPL from hearing level obtained with insert earphones. *Br J Audiol.* 2001;35(5):297-306.

10. Valente M, ed. *Hearing Aids: Standards, Options, and Limitations.* New York: Thieme; 2002.

11. Jorgensen LE. Verification and validation of hearing aids: Opportunity not an obstacle. *J Otol.* 2016;11(2):57-62.

12. ANSI S3.6-2018. American National Standard Specification for Audiometers. New York: American National Standards Institute; 2018.

13. Sporck SK. Effect of real-ear verification on hearing aid benefit (Doctoral dissertation). James Madison University; 2011.



Solution d'audiométrie digitale

Analyse Spectrale

Vocale dans le bruit

Correction en fréquence

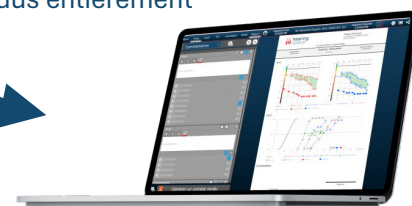
Masquage Automatique

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



CYRILLE
COUDERT



COMITÉ DE
RÉDACTION
SCIENTIFIQUE
AUDIKA

REMISE EN QUESTION D'UN APPAREILLAGE BICROS APRÈS ÉVOLUTION D'UNE SURDITÉ ASYMÉTRIQUE

Mme T., âgée de 53 ans présente l'historique suivant ;

- Hypoacousie légère neurosensorielle gauche
- Otospongiose droite ayant évolué lentement vers une surdité mixte moyenne à forte prédominance transmissionnelle (Figure 1)
- Vocales en rapport
- Acouphène droit type bourdonnement déclaré comme gênant mais sans impact sur sa vie sociale et professionnelle.

À la suite d'une augmentation de sa gêne sociale et professionnelle (dessinatrice en bâtiment dans un cabinet d'architecture), son ORL propose à Mme T. le choix entre un appareillage ou une chirurgie à droite, solution qu'elle retient finalement et elle est opérée fin 2024. Malheureusement, une complication sous la forme d'un granulome inflammatoire post-opératoire entraîne une aggravation de l'hypoacousie droite avec une importante labyrinthisation, une augmentation de son acouphène et un léger trouble de l'équilibre.

Elle nous est adressée quelques semaines plus tard pour bilan audioprothétique et appareillage (Figure 2).

- Une nouvelle audiométrie tonale liminaire et supraliminaire montre une audition sensiblement inchangée à gauche et une perte de perception sévère à droite avec une conservation des basses fréquences mais un effondrement de la courbe sur les aigus.
- La vocale gauche est en rapport mais la droite montre une courbe en cloche avec une intelligibilité qui plafonne à 40% à 90 dB.
- Une acouphénométrie identifie son bourdonnement vers 550 Hz avec une émergence de 9 dB SL.
- Le score de 54 au questionnaire THI révèle l'augmentation importante de l'impact de son acouphène sur sa qualité de vie.

- Comme attendu, la vocale dans le bruit, réalisée au FraMatrix, est très dégradée avec un RSB de +5,7 dB (Figure 3)

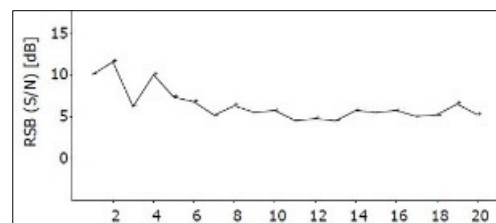


Figure 3. FraMatrix

PREMIER ESSAI D'APPAREILLAGE

Nous décidons avec Mme T. d'un essai d'appareillage bilatéral. La patiente est bien consciente des limites de l'appareillage droit dont l'objectif est davantage d'agir sur l'acouphène et la spatialisation que d'apporter une amélioration de l'intelligibilité sur cette oreille. L'adaptation est réalisée en RITE avec embouts sur mesure. Très rapidement, l'utilisation par Mme T. de son aide auditive droite s'avère problématique avec une recrudescence de son acouphène dès les premières heures de port et une intolérance au port en milieu bruyant, notamment dans

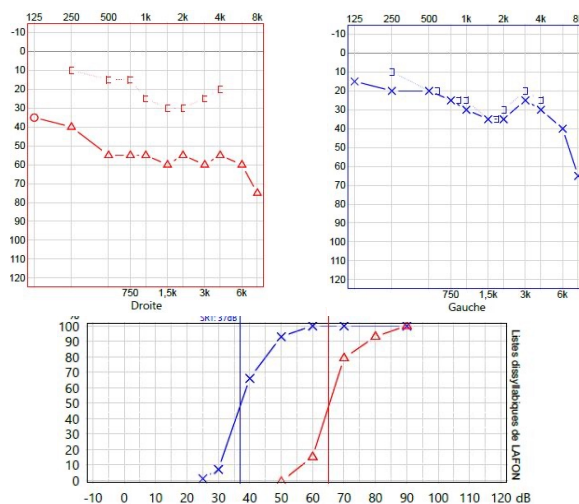


Figure 1. Copie du bilan audiométrique pré-opératoire

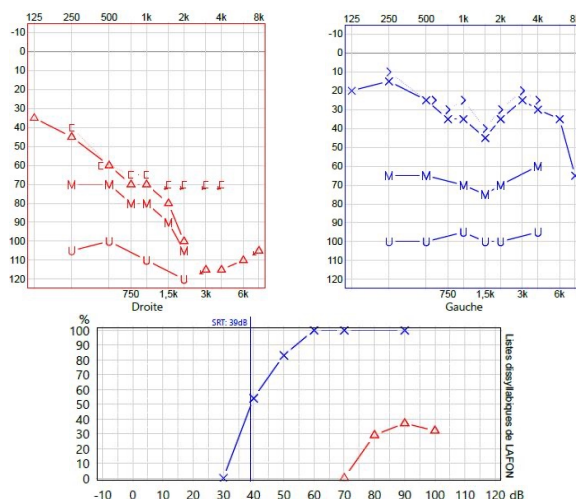


Figure 2. Bilan audioprothétique

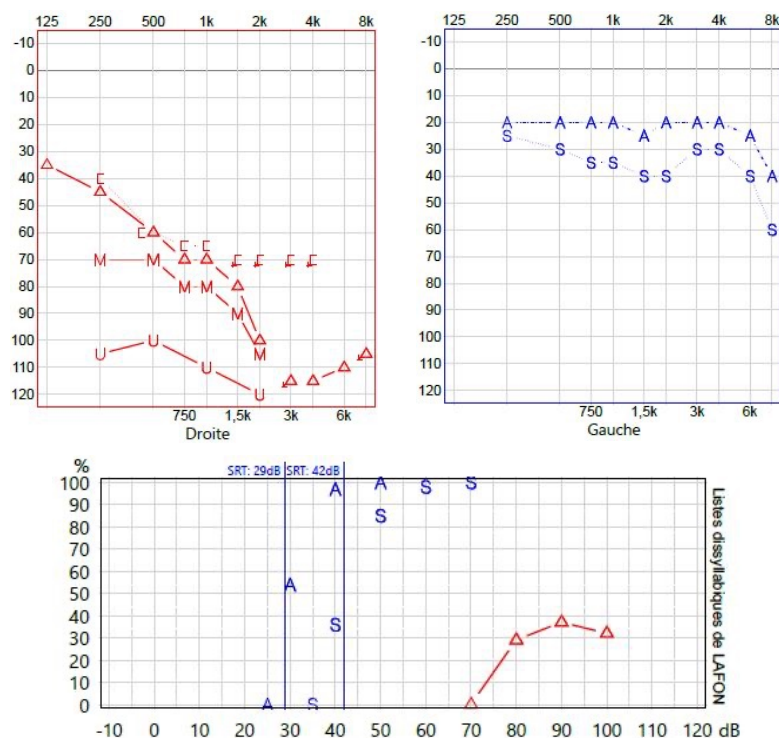


Figure 5. Gain prothétique tonal et vocal avec le système BiCROS

l'open-space de son cabinet d'architecture. Les sensations négatives cessent dès que l'appareil n'est plus porté. Le constat reste identique après un mois de tests avec différents réglages et modifications de l'embout et nous décidons d'abandonner l'appareillage droit et de basculer vers une solution en BiCROS.

ESSAI DE L'APPAREILLAGE BICROS

Il est donc adapté à Mme T. un système BiCROS. L'équilibrage des microphones est réalisé en mesure REM selon la méthode décrite par Pumford et décrite sur le schéma ci-dessous.

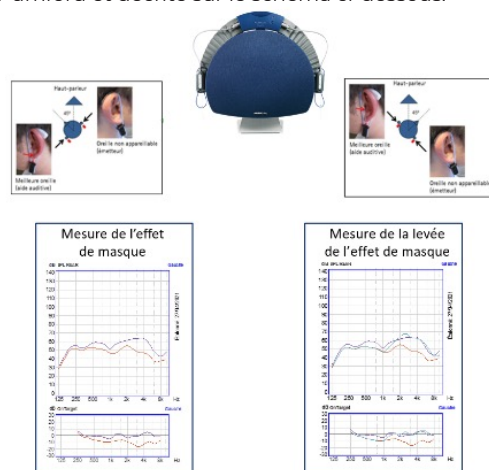


Figure 4. Mesure de la levée de l'effet du masque de la tête (Head Shadow)

À l'inverse de l'essai précédent, le système BiCROS donne une satisfaction immédiate. Après la mesure traditionnelle du gain prothétique tonal et vocal (Figure 5), nous effectuons une vérification de l'apport du CROS par une voyelle dans le bruit en conditions dichotique et dichotique inversée. Ces dernières montrent une amélioration du RSB de 4,8 dB en condition dichotique (Test de Hirsch) et de 0,6 dB en condition dichotique inversée (Test Squelch).

En revanche, au Framatrix en condition dichotique, si le test avec l'aide auditive gauche seule montre un RSB amélioré à 2,9 dB, l'ajout du module CROS à droite n'apporte pas d'amélioration significative (Figure 6).

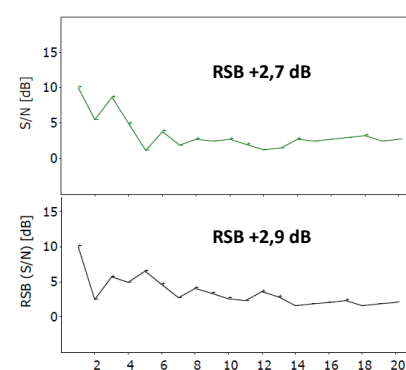


Figure 6. Framatrix avec aide auditive gauche seule (en haut) et en BiCROS

Après 45 jours d'essai, Mme T. décide de conserver ce système BiCROS qui améliore nettement sa qualité de vie. Elle reste toutefois gênée par son acouphène, inchangé par le port de l'appareillage.

Une mesure de localisation spatiale (Figure 7) réalisée lors du contrôle à 3 mois ne montre pas d'amélioration par le port du BiCROS. Le stimulus utilisé était un 250 Hz pulsé (Mesure des différences interaurales de temps).

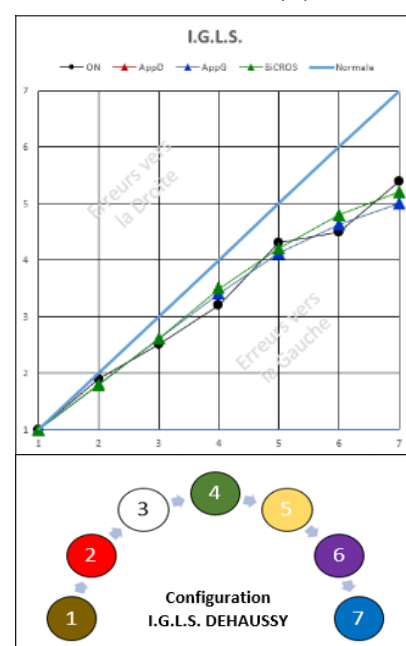


Figure 7. I.G.L.S. en configuration Dehauss

ÉVOLUTION BRUTALE DE LA PERTE AUDITIVE DROITE

Deux mois plus tard, nous revoyons Mme T. qui se plaint d'une évolution soudaine de son audition à droite confirmée par l'audiométrie (**Figure 8**)

Conjointement à cette nouvelle atteinte, Mme T. décrit de façon surprenante une disparition quasiment totale de son acouphène depuis cette aggravation. En revanche, elle se plaint d'une nette perte de spatialisation, probablement due à la dégradation des basses fréquences de son oreille droite et d'une gêne accrue dans le bruit. Une nouvelle mesure au Framatrix confirme ces sensations subjectives.

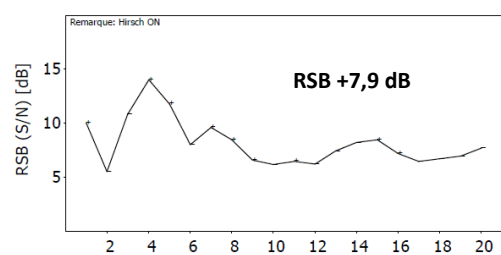


Figure 9. FraMatrix après atteinte récente de l'oreille droite

Devant sa demande d'une éventuelle solution pour améliorer sa situation, nous décidons d'essayer un système Active TriCROS en ajoutant un intra-auriculaire à droite au système BiCROS existant. Elle revoit donc son ORL qui lui établit une prescription en ce sens.

ADAPTATION DU SYSTÈME ACTIVE TRICROS

Nous choisissons un intra-auriculaire de classe 1 avec comme objectif primaire une restitution des basses fréquences pour se rapprocher du seuil connu avant le dernier épisode d'aggravation.

Nous effectuons une montée progressive du gain afin de vérifier en première intention l'innocuité du système vis-à-vis de son acouphène. Après un mois, Mme T. retrouve de meilleures sensations de spatialisation et nous programmons une nouvelle épreuve de localisation spatiale à distance. Un nouveau bilan dans le bruit confirme une légère amélioration sans toutefois retrouver totalement les performances d'avant l'aggravation de sa surdité droite.

CONCLUSION

Ce cas atypique met en évidence l'importance de comprendre qu'une situation auditive n'est pas figée dans le temps et que nous devons

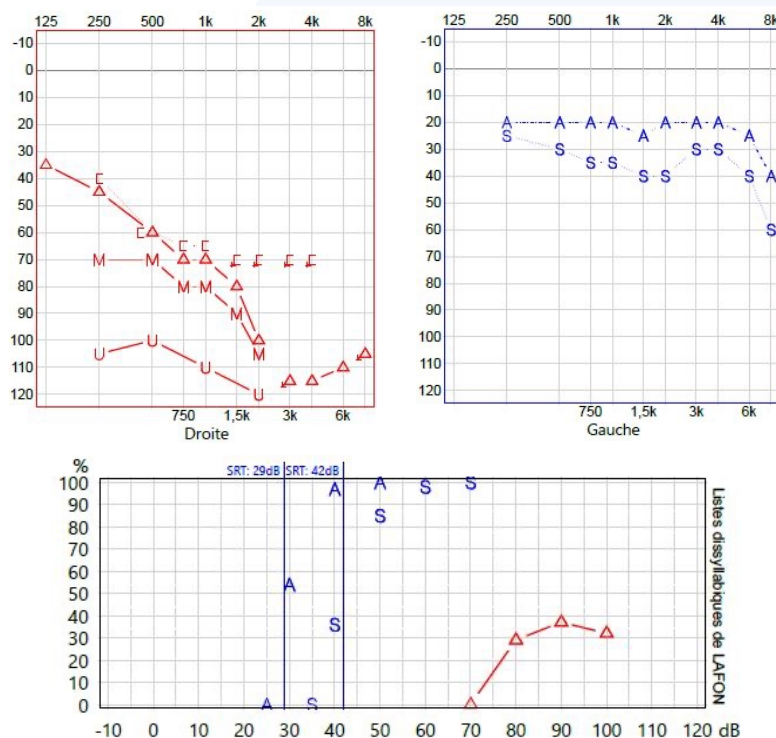


Figure 8. Bilan audiométrique après évolution récente

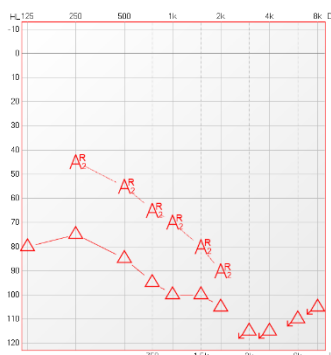


Figure 10. Gain prothétique de l'intra auriculaire droit

constamment rechercher de nouvelles solutions d'amélioration de la qualité de vie de nos patients, que ce soit au travers de nouveaux réglages ou de changements plus drastiques comme dans le cas présenté.

L'utilisation ici de tests désormais routiniers comme la vocale dans le bruit, ou plus complexes comme les mesures de spatialisation a permis d'objectiver la plainte de notre patiente, entretenant sa confiance et la rendant plus susceptible d'accepter les divers essais et solutions proposés. ■

RÉFÉRENCES

Amplification of the poorer ear by StereoBiCROS in case of asymmetric sensorineural hearing loss: effect on tinnitus. Potier M, Gallego S, Fournier P, Marx M, Noreña A.

Front .Neurosci. 2023 May 25;17:1141096. doi: 10.3389/fnins.2023.1141096. eCollection 2023. PMID: 37304020
Active TriCROS: A Simultaneous Stimulation With a (Bi) CROS System and a Hearing Aid in the Worst Ear for Severely Asymmetrical Hearing Loss. Lefevre J, Gargula S, Boulet M, Potier M, Ayache D, Daval M.

Otol Neurotol. 2024 Jun 1;45(5):482-488. doi: 10.1097/MAO.0000000000004173. Epub 2024 Mar 26. PMID: 38530367
Using probe-mic measures with CROS/BiCROS fittings. Pumphord J. The hearing journal, Oct 2005, Vol.58, N°10

FRÉDÉRIC REMBAUD^{1,2,3}
JOËL DUCOURNEAU^{4,5}
MATHIEU MARX^{3,6,7}
MORGAN POTIER^{1,3,8}



¹ COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE, 25 RUE DU PONTIEU, 75008 PARIS.

² XENYLAB, 4 RUE DU FER À CHEVAL, 46350 PAYRAC.

³ ÉCOLE D'AUDIOPROTHÈSE DE CAHORS, UNIVERSITÉ PAUL SABATIER, FACULTÉ DE MÉDECINE, 94 RUE HAUTESERRE, 46000 CAHORS.

⁴ FACULTÉ DE PHARMACIE DE NANCY - CAMPUS BRABOIS SANTÉ, 7, AVENUE DE LA FORÊT DE HAYE, 54505 VANDŒUVRE-LES-NANCY.

⁵ LABORATOIRE ÉNERGIES ET MÉCANIQUE THÉORIQUE ET APPLIQUÉE, CNRS UMR 7563, 2, AVENUE DE LA FORÊT DE HAYE, 54505 VANDŒUVRE LES NANCY.

⁶ CNRS UMR 5549 CERCO, PAVILLON BAUDOT, 31100 TOULOUSE.

⁷ CHU PURPAN, SERVICE ORL, PLACE DU DR BAYLAC, 31100 TOULOUSE.

⁸ LABORATOIRE D'AUDILOGIE CLINIQUE (LACI), 26 BOULEVARD MARCEL SEMBAT, 11100 NARBONNE.

MOTS CLÉS

Appareils auditifs,
Localisation
spatiale,
Réalité Virtuelle

DÉCLARATION DE CONFLIT D'INTÉRÊT

Frédéric REMBAUD est président de la structure Xenylab qui a développé l'application XENY®. Les autres auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

ÉVALUATION D'UN CASQUE DE RÉALITÉ VIRTUELLE POUR LA LOCALISATION SPATIALE

Résumé : La réalité virtuelle (RV), initialement développée pour le jeu vidéo, connaît aujourd'hui un essor dans les domaines de la santé, y compris en audiologie. Parmi ses applications prometteuses figure l'évaluation de la localisation spatiale sonore, notamment dans le plan horizontal.

Cette étude pilote vise à évaluer la fiabilité d'un test de localisation sonore au travers l'application XENY®, fonctionnant via un casque de RV équipé de haut-parleurs VR ears®, en comparant les signaux audio générés virtuellement à ceux d'une source réelle diffusée par haut-parleurs.

Méthodes : Deux séries de mesures ont été menées dans une chambre anéchoïque avec une tête artificielle KEMAR. La première a consisté à comparer les fonctions de transfert liées à la tête (HRTFs) obtenues pour différents azimuts dans deux conditions : avec source réelle et avec casque RV. Les résultats montrent une très bonne concordance des HRTFs simulées, avec une erreur quadratique moyenne de 2,87 dB sur l'ensemble des fréquences et un écart de phase moyen allant de - 0,169 (-9,68 °) à +0,36 rad (+20,6°).

La seconde série de tests a évalué la robustesse du système équipé avec des aides auditives en comparant les différences interaurales de temps (ITDs) entre les 2 solutions. Les résultats montrent que les ITDs mesurés avec le casque RV sont comparables à ceux obtenus avec des sources réelles, tout en révélant les délais de traitement propres à chaque appareil auditif.

Conclusion : Ces résultats expérimentaux suggèrent que le système RV associé à l'application XENY® permet une restitution binaurale fidèle et pourrait, à terme, devenir un outil pertinent pour l'évaluation de la localisation spatiale. Son développement pourrait ainsi constituer une avancée majeure en audioprothèse à condition d'être validé au travers d'études complémentaires, notamment dans des conditions acoustiques plus réalistes et chez des sujets malentendants appareillés.

1. INTRODUCTION

Initialement développée dans le secteur du jeu vidéo, la Réalité Virtuelle (RV) voit ses applications potentielles s'étendre à de nombreux domaines, y compris celui de la santé. La simulation d'un environnement réaliste autour du sujet, qu'il s'agisse de son environnement quotidien, d'un cabinet de consultation ou d'un service hospitalier, ouvre de nombreuses perspectives d'amélioration de la qualité des soins délivrés. La RV peut ainsi être utilisée à visée pédagogique dans le cadre de la formation des soignants, pour préparer les patients aux soins à venir ou comme outil de réhabilitation complémentaire. De multiples travaux soulignent par exemple l'intérêt de la réalité virtuelle pour réduire l'anxiété chez les enfants avant une intervention chirurgicale sous anesthésie générale¹ ou pour améliorer les résultats de la rééducation après un accident vasculaire cérébral². La RV s'est également invitée dans le domaine de l'audiologie, avec un nombre croissant de publications s'intéressant aux bienfaits pédagogiques de l'outil, par exemple pour l'apprentissage de l'audiométrie³, comme à ses possibilités d'optimisation d'entraînement auditif⁴ chez le patient atteint de surdité.

Son potentiel de développement au sein des méthodes d'évaluation de l'audition revêt un intérêt majeur à l'heure où la réglementation⁵ prévoit d'élargir le bilan auditif réalisé en le

cadre d'une réhabilitation audioprothétique à des fonctions comme la localisation spatiale du son ou la discrimination de la parole dans le bruit. La RV peut ainsi théoriquement réunir au sein d'un seul et même outil de multiples possibilités d'évaluation, depuis l'audiométrie tonale en conduction aérienne jusqu'à l'audiométrie vocale dans le bruit, sous réserve d'une validation scientifique robuste de sa fiabilité.

Appliquer la RV à l'évaluation de la localisation spatiale du son constitue un défi particulier, tant cette fonction repose sur l'intégration d'indices acoustiques précis par des mécanismes neurophysiologiques tout aussi subtils. En effet, la localisation dans le plan horizontal (ou azimutal) s'appuie principalement sur trois indices binauraux : la différence interaurale de temps ou Interaural Time Difference (ITD), la différence interaurale d'intensité ou Interaural Level Difference (ILD), et enfin la différence interaurale de phase ou Interaural Phase Difference (IPD). L'ITD est surtout utilisée pour localiser les sons dont la fréquence est inférieure à 1500 Hz^{6,7,8} avec des différences perceptibles allant de 10 à 600 ms⁹. Il détermine également l'ILD en évaluant le déphasage aux basses fréquences pour les sons dont la longueur d'onde est supérieure à la taille de la tête. Par ailleurs, le décalage d'enveloppe à hautes fréquences, s'appliquant aux sons dont la longueur d'onde est inférieure à la taille de la tête¹⁰, ne joue presque pas dans la localisation sur le plan

horizontal¹¹. La localisation verticale repose quant à elle sur des indices monauraux, en rapport avec la fonction de transfert liée à la tête (appelée HRTF : Head-Related Transfer Function)¹², qui modifie le spectre sonore en fonction des caractéristiques morphologiques du système auditif externe. La contribution de l'ensemble de ces indices doit être intégrée dans le cadre du développement des matériels (casque, sonorisation et logiciels) de RV pour proposer in fine des outils fiables. Cette intégration repose sur des études de validation qui, dans un premier temps, s'assurent que les caractéristiques acoustiques des stimuli délivrés par le système de RV sont suffisamment similaires à celles transmises par un système de haut-parleurs distribués dans un plan horizontal.

La présente étude vise à évaluer la fiabilité de l'application XENY®, qui est un test de localisation spatiale sonore horizontale sur 360° dont le principe de diffusion des stimuli est basé sur l'utilisation de filtres HRTF pour simuler les haut-parleurs réels. Les stimuli sont délivrés au moyen d'un casque de RV (Meta Quest 2®, puce Qualcomm XR2 6 Go RAM, mémoire 128 Go, écran LCD 1832

x 1920 pixels, fréquence de rafraîchissement 90 Hz, Wi-Fi 6, Bluetooth 5, ou casque RV Pico 4®, puce Snapdragon XR2 8 Go RAM, mémoire 128 Go, écran LCD 2160 x 2160 pixels, fréquence de rafraîchissement 90 Hz, Wi-Fi 6, Bluetooth 5.1), équipé de deux mini haut-parleurs VR ears®. Nous émettons l'hypothèse que XENY® permet une virtualisation sonore spatiale comparable à un système de localisation à diffusion réel et qu'il peut donc être un outil d'avenir pour l'évaluation des patients malentendants appareillés.

2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

Deux séries de mesure ont été réalisées en laboratoire pour vérifier et tester les filtres HRTF simulés par le casque RV équipé du casque audio VR ears®. Ce casque audio binaural (**Figure 1**) est amovible et peut s'adapter sur la sangle du casque VR ou sur une sangle serre-tête dédiée. Les écouteurs ont un diamètre de 40 mm et possèdent une impédance de 4Ω. Ils peuvent générer un niveau de sortie max de 99 dB SPL à 1 cm sur une bande passante de 60 Hz - 20 kHz.



Figure 1. Photos d'un casque VR doté d'un casque audio VR ears® sur la tête artificielle KEMAR.

Pour cela, une tête artificielle KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) Head & Torso 45BC-9 de la marque G.R.A.S. a été placée au centre d'une chambre anéchoïque pour respecter les conditions de champ libre. Cette tête est conçue pour être équipée d'aides auditives avec écouteurs déportés (Receiver In the Canal, RIC). A ce titre, elle dispose par oreille d'un coupleur pré-polarisé Ear Simulator RA0045-S1 associé au microphone GRAS 40AO ½" conforme à la norme IEC 60318-4 pour permettre une mesure objective du niveau de pression acoustique simulé au tympan.

A partir des signaux recueillis sur chaque oreille, la première série de test a consisté à mesurer les fonctions de transfert HRTF oreille droite/oreille gauche notée OD/OG (module et phase) en fond de conduit auditif simulé du KEMAR en fonction de l'azimut θ (sur le plan horizontal) et en fonction de la fréquence, dans deux conditions :

1) Tête artificielle oreilles nues, qui a d'abord été insonifiée par une source réelle (enceinte de monitoring active bi-voies Klein & Hummel O110) positionnée à 1 m de la tête. Le signal émis était un bruit blanc dont la bande passante s'étendait jusqu'à 20 kHz, émis à 60 dB Lin. Un plateau

tournant a permis de faire pivoter le KEMAR permettant ainsi une variation azimutale de 0° à 360°, tous les 22,5° (**Figure 2**) ;

2) Tête artificielle équipée du casque RV et du casque audio VR ears®. Grâce à l'application XENY®, il a été possible de générer le même bruit blanc suivant les 16 mêmes angles d'incidence simulés. Une phase de calibration des niveaux sonores en sortie du casque audio avait préalablement été réalisée dans les mêmes conditions acoustiques pour conserver un niveau de 60 dB lin comme valeur de référence pour tous les angles d'incidence. Cette étape de calibration a été effectuée avec le même bruit blanc décrit précédemment.

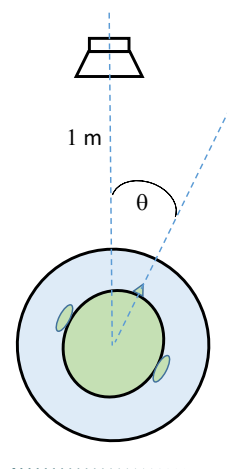


Figure 2. Schéma de principe d'une tête artificielle KEMAR posée sur un plateau tournant permettant une variation azimutale de 0° à 360°.

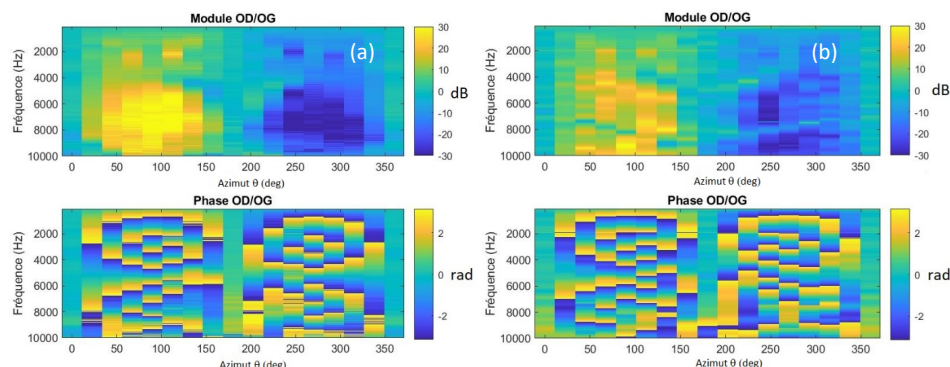
La deuxième série de test a consisté à mesurer, toujours dans des conditions de champ libre, les ITDs OD nue/OG appareillée à l'aide de la tête artificielle pour les mêmes 16 azimuts retenus lors de la première série de mesure dans les deux conditions décrites précédemment. Deux appareils auditifs de fabricants différents ont été utilisés, respectivement Moment 440 (Widex® - Signia® Audiology, groupe WSA) et More 1 (Oticon®, du groupe William Demant). Le but dans cette deuxième série de mesure n'était pas de comparer les appareils entre eux mais de vérifier

que les ITDs mesurés entre ceux obtenus avec la source réelle et ceux obtenus avec le casque RV étaient comparables.

3. RÉSULTATS

Les HRTFs obtenues avec la source réelle et le casque RV ont été comparées. La **figure 3** présente les résultats obtenus en module et en phase entre l'OD et l'OG de la tête artificielle insonifiée par la source réelle (a) puis équipée du casque RV (b).

Figure 3. HRTFs en module (dB) et en phase (rad) entre l'oreille droite et gauche de la tête artificielle insonifiée par la source réelle (a) et équipée du casque VR (b) pour les azimuts θ de 0° à 360° .

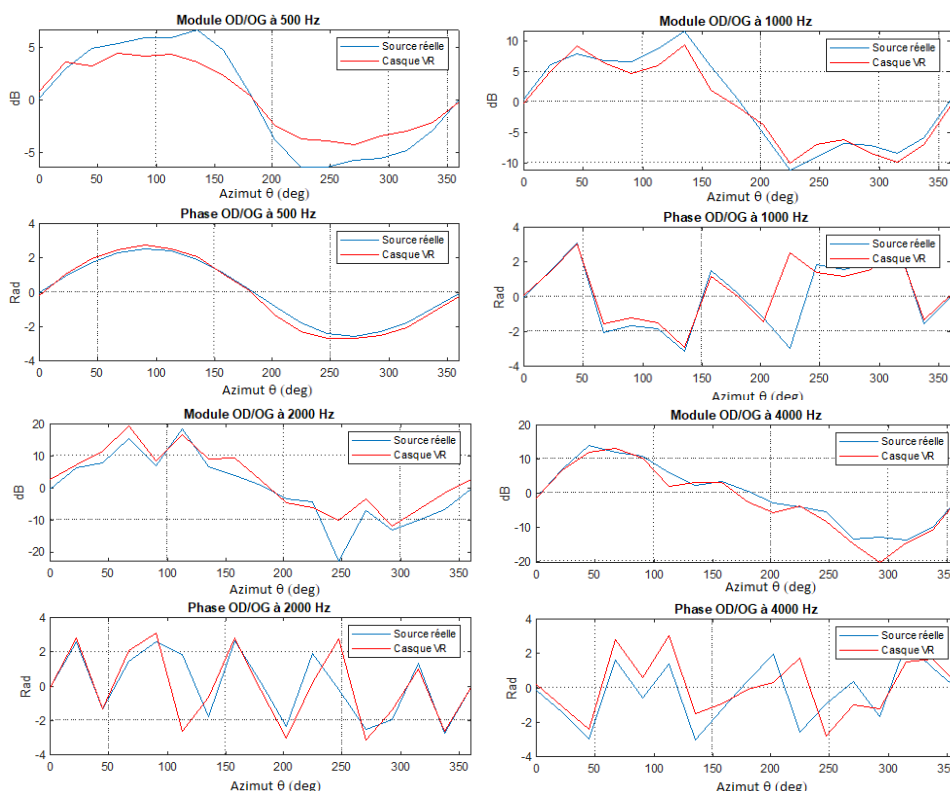


Nous constatons sur la figure 3 que les deux fonctions de transfert OD/OG en module et phase sont très semblables. La racine de l'erreur quadratique moyenne RMSE (Root-Mean-Square Error) entre le module de la fonction de transfert pour la source réelle et celui obtenu avec le casque RV est égal en moyenne à 2,87 dB sur l'ensemble des fréquences et des incidences. La moyenne sur l'ensemble des fréquences des différences entre les phases de ces deux fonctions de transfert,

fluctue entre $-0,169$ rad ($-9,68^\circ$) et $+0,36$ rad ($+20,6^\circ$) en fonction des azimuts θ .

Sur la **figure 4** on peut comparer, toujours en fonction de l'azimut θ le module et la phase de quelques fonctions de transfert OD/OG source réelle vs casque RV pour les fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz. Nous constatons que ces fonctions de transfert sont relativement proches. Nous retrouvons logiquement sur cette figure l'effet d'ombre de la tête (ILD) qui passe

Figure 4. HRTFs en module (dB) et en phase (rad) de la tête artificielle insonifiée par la source réelle puis équipée du casque VR, pour les azimuts θ de 0° à 360° , pour les fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz.



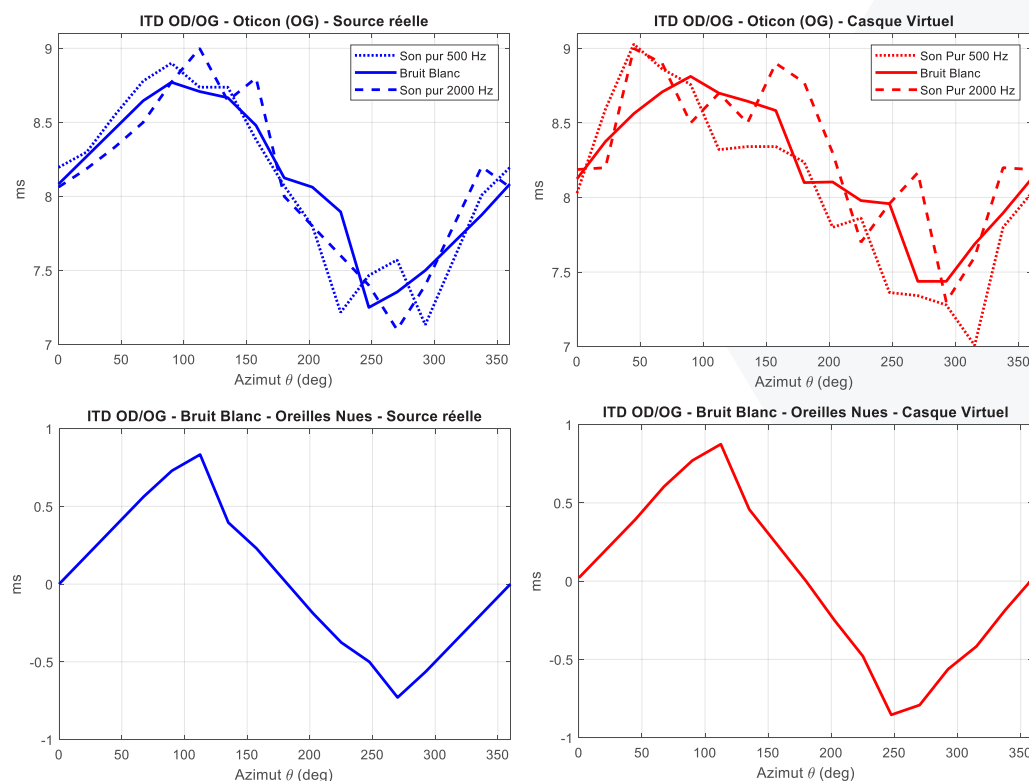


Figure n° 5. ITDs de tête artificielle oreille droite nue / oreille gauche appareillée (Oticon®) pour les azimuts θ de 0° à 360°.

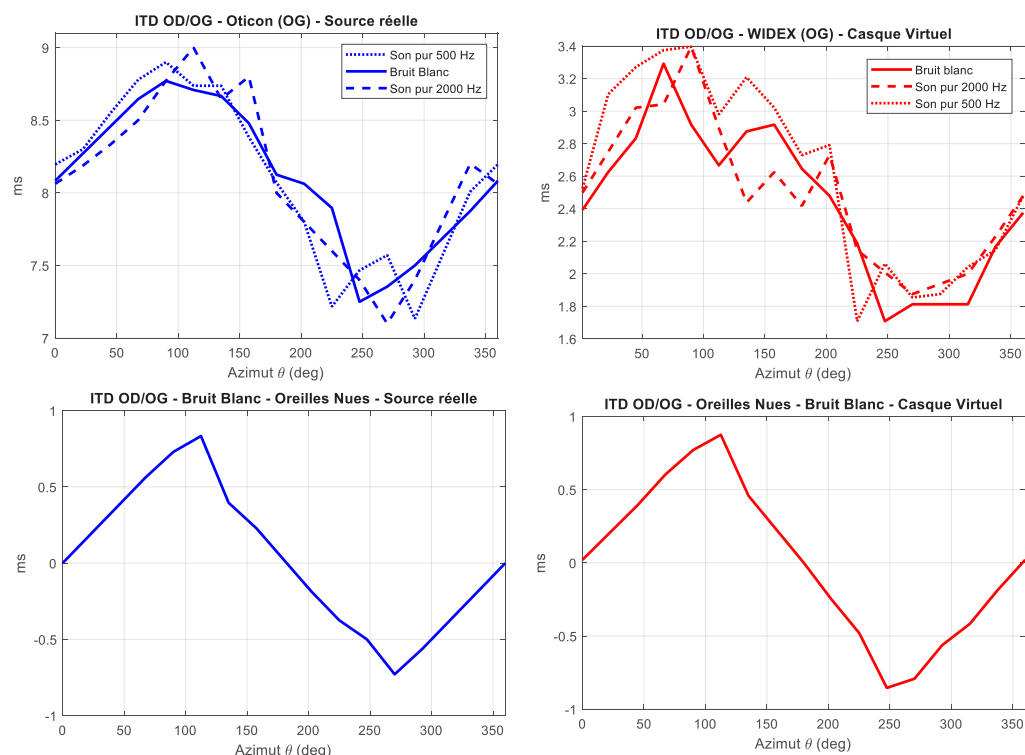


Figure n° 6. ITDs de tête artificielle oreille droite nue / oreille gauche appareillée (Widex®) pour les azimuts θ de 0° à 360°.

environ de 5 dB à 500 Hz à 12 dB à 4000 Hz pour l'angle d'incidence 90°.

L'ensemble de ces premiers résultats montrent que le casque RV associé à l'application XENY® permet de simuler correctement les HRTFs et ainsi offrir une écoute binaurale raisonnablement fidèle. Les fonctions de transfert obtenues avec la source réelle et le casque RV ont été comparées.

Les résultats de la deuxième série de tests ont permis d'évaluer si la fiabilité du casque RV était préservée lorsqu'une oreille est équipée d'une audioprothèse. Nous avons ainsi vérifié que les ITDs mesurés entre l'oreille droite nue et l'oreille gauche appareillée restaient similaires entre ceux obtenus avec la source réelle et ceux avec le casque RV. Ces ITDs ont été mesurés respectivement pour le même bruit blanc utilisé

lors de la première expérimentation, et pour deux sons purs, 500 Hz et 2000 Hz. En comparant ces ITDs à ceux obtenus sur le KEMAR oreilles nues, il est possible d'apprécier le délai de traitement de chaque appareil auditif. Ces délais sont approximativement de 8,2 ms pour le fabricant Oticon® (Figure 5) et de 2,4 ms pour le fabricant Widex® (Figure 6).

4. DISCUSSION

Ces premières séries de mesures montrent que les HRTFs simulées avec le casque RV sont semblables à celles d'une tête artificielle de type KEMAR. Elles suggèrent ainsi la fiabilité de l'outil dans l'évaluation d'une tâche auditive spatiale. D'autres mannequins ont également été utilisés pour constituer de riches bases de données recensant les HRTFs obtenues selon l'azimut du son incident (plus de 2700 mesurées pour le mannequin Neumann KU100 en réponse à des variations de 1° dans le plan horizontal pour le KU100¹³). Ces premiers résultats ne permettent pas de prendre en compte la variabilité inter-individuelle des HRTFs en fonction des propriétés anthropométriques des sujets.

Dans leur étude destinée à évaluer la discrimination spatiale horizontale au casque, Alzahrer et al.¹⁴ avaient évalué plusieurs bases de données HRTFs (KEMAR, KU100, individuelles extraites de la base sofaconvention)¹⁵ et identifié la base KU100 comme fiable et robuste. L'utilisation du casque RV et de l'application XENY® dans le cadre de l'évaluation de la localisation spatiale du son nécessite une étape de validation complémentaire chez le sujet normoentendant comme chez le sujet malentendant. Cette validation devra reposer sur des mesures objectives couplées à des évaluations des performances en localisation pour estimer le plus précisément possible les écarts de restitution par le casque RV. Il est possible que l'application XENY® propose des « catégories » de HRTFs pour s'approcher au mieux des HRTFs individuelles, propre à chacun.

Les premiers résultats de ces deux campagnes de mesure tendent à montrer qu'un tel système, bien que prometteur, doit encore être testé dans des conditions de pratique clinique, bien différentes de celles expérimentées en chambre anéchoïque, c'est-à-dire dans un environnement avec un niveau de bruit de fond qui avoisine les 30 dB A et une durée de réverbération qui se situe juste en dessous de 0.5 seconde, comme préconisé dans les cabinets d'exercice en audioprothèse¹⁶.

Ces mêmes tests pourraient être menés dans des conditions acoustiques encore plus défavorables, mais plus écologiques, afin d'éprouver la robustesse et l'efficacité de ce système en vie réelle.

Enfin, pour pouvoir être considéré comme validé scientifiquement dans la pratique clinique, ces premières mesures objectives réalisées sur KEMAR appareillé doivent être prolongées par des études cliniques supplémentaires incluant des sujets malentendants appareillés de façon unilatéral et bilatéral. Ainsi ces études pourraient valider à terme l'utilisation d'un outil de RV dans l'évaluation audiolinguistique standard ou lors du bilan d'efficacité audioprothétique du patient.

5. CONCLUSION

Les résultats de cette étude pilote sont très prometteurs car ils apportent les premiers arguments objectifs quant à la fiabilité du casque RV et de l'application XENY® dans le développement d'un test de localisation spatiale sonore azimuthale. Sa validation intégrale repose sur des travaux complémentaires à mener en recherche clinique chez des populations de sujets normoentendant dans un premier temps, puis chez des sujets malentendants appareillés dans un second et dernier temps. Une telle solution pourrait ouvrir la voie à une innovation majeure pouvant révolutionner la pratique audioprothétique. ■

RÉFÉRENCES

1. Huang YT, Addab S, Bertolizio G, Hamdy R, Thorstad K, Tsimicalis A. Use of Virtual Reality in the Pediatric Perioperative Setting and for Induction of Anesthesia: Mixed Methods Pilot Feasibility Study. *JMIR Perioper Med.* 2025 May 16;8:e58905. doi: 10.2196/58905. PMID: 40378405.
2. Villarreal R, García-Ramos BR, González-Mora JL, Modroño C. Virtual Reality Therapy for Upper Limb Motor Impairments in Patients With Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physiother Res Int.* 2025 Apr;30(2):e70040. doi: 10.1002/pri.70040. PMID: 40022760
3. Aussedat C, Robier M, Aoustin JM, Parietti-Winkler C, Lescanne E, Bonnard D, Marx M, Teissier N, Van Den Abbeele T, François M, Galvin J, Bakhos D. Using virtual reality in audiological training: Our experience in 22 otolaryngology residents. *Clin Otolaryngol.* 2020 Jul;45(4):643-648. doi: 10.1111/coa.13554. Epub 2020 May 6. PMID: 32306528.
4. Alzahrer M, Valzoghger C, Verdelet G, Pavani F, Farné A, Barone P, Marx M. Audiovisual Training in Virtual Reality Improves Auditory Spatial Adaptation in Unilateral Hearing Loss Patients. *J Clin Med.* 2023 Mar 17;12(6):2357. doi: 10.3390/jcm12062357. PMID: 36983357
5. 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 l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale ; OR : SSAS1830986A. LI : <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrete/2018/11/14/SSAS1830986A/jo/texte> JORF n°0265 du 16 novembre 2018 Texte n° 7.
6. T. T. Sandel, D. C. Teas, W. E. Feddersen, L. A. Jeffress; Localization of Sound from Single and Paired Sources. *J. Acoust. Soc. Am.* 1 September 1955; 27 (5): 842-852. doi.org/10.1121/1.1908052
7. Mills, A. W. (1960). Lateralization of high-frequency tones. *Journal of the Acoustical Society of America*, 32, 132-134. Doi.org/10.1121/1.1907864
8. Wightman FL, Kistler DJ. The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. *J Acoust Soc Am.* 1992 Mar ;91(3) :1648-61. Doi : 10.1121/1.402445. PMID : 1564201.
9. A. W. Mills; On the Minimum Audible Angle. *J. Acoust. Soc. Am.* 1 April 1958; 30 (4): 237-246. doi.org/10.1121/1.1909553
10. Risoud, M., Hanson, J. N., Gauvrit, F., Renard, C., Lemesre, P. E., Bonne, N. X., & Vincent, C. (2018). Sound source localization. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 135(4), 259-264. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2018.04.009>
11. Yost W. A. (2017). Sound source localization identification accuracy: Envelope dependencies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 142(1), 173. <https://doi.org/10.1121/1.4990656>
12. Wightman, F. L. and D. J. Kistler (1997). "Monaural sound localization revisited." *J Acoust Soc Am* 101(2): 1050-63.
13. J. Arend, A. Neidhardt, C. Pörschmann. Measurement and Perceptual Evaluation of a Spherical Near-Field HRTF Set. 29th Tonmeisterstagung (2016), pp. 356-363
14. Alzahrer M, Serrano P, Tardieu J, Barone P, Marx M, Nieto P. Contribution of a method of assessing minimum audible angle in headphones. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2021 Oct;138(5):333-336. doi: 10.1016/j.anorl.2020.12.006.
15. R. Bomhardt, M. Fuente, J. Fels. A high-resolution head-related transfer function and three-dimensional ear model database. *Proceedings of Meetings on Acoustics* (2016), p. 50002
16. Code de santé publique, Partie Règlementaire, Livre III, Titre VI, Chapitre 1er, Section 2, Article D 4361-19. 13 août 2005.



— AU SERVICE DES AUDIOPROTHÉSISTES —

Fabrication d'embouts et de protections auditives sur mesure

— DE PÈRE EN FILS DEPUIS 1945 —

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

Stylembouts****
www.stylembouts.com

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

FABRICATION
100% FRANÇAISE



LABORATOIRE CERTIFIÉ
DM 2017/745



phonème
AUDIOPROTHÉSISTE



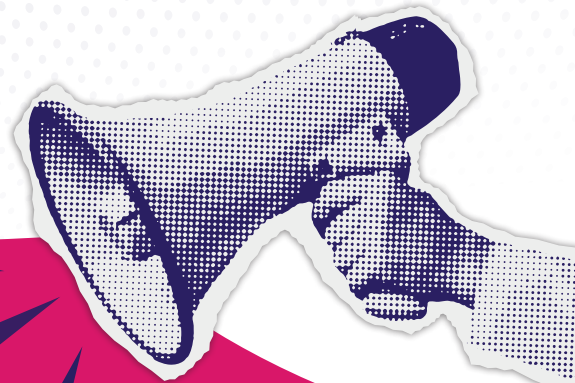
DEVENEZ ADHÉRENT INDÉPENDANT

- ✓ Indépendance respectée
- ✓ Formation technique approfondie
- ✓ Expertise multiple
- ✓ Liberté fournisseurs totale

pour une réussite individuelle ensemble !

phoneme-audio.fr

contact@phoneme-audio.fr



C'EST VOUS QUE NOUS CHERCHONS !

NOTRE VALEUR «HUMANISME»

L'humanisme fait partie intégrante de l'ADN de SoluSons. Nous mettons un point d'honneur à placer l'épanouissement de nos patients et collaborateurs au centre de notre travail. Nos équipes sont à l'écoute des désirs et des craintes de leurs patients pour les accompagner au mieux et ainsi générer un impact positif.

COLLABORATIVE

SAVOIR-FAIRE

INTÉGRITÉ

PROXIMITÉ

NOVATEUR

+ de 60
CENTRES
AUDITIFS
EN FRANCE

RÉPARTIS
DANS
+ de 10
DÉPARTEMENTS

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



**CONTACTEZ
NOUS**

Tom Didier
Directeur Général

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

Alexandre Delecourt
Responsable des ventes
et responsable de zone

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



www.linkedin.com/company/solusons/



www.solusons.fr



www.facebook.com/solusons/