

LES CAHIERS DE

L'AUDITION

ISSN 09803483

VOL 38
N°1 - 2025

CAS CLINIQUE

Surdité bilatérale asymétrique
et st reo-équilibre
Prise en charge d'un patient
atteint de la maladie de Ménière

IMPLANT COCHLÉAIRE

Evolution de l'accompagnement
audioprothétique et médical
de formes familiales de surdité
avec le progrès de nos connaissances
et de nos pratiques

MÉTIER ET TECHNIQUE

Intérêt et pièges de la mesure
du seuil subjectif d'inconfort (SSI)

**LE
DOSSIER**

LES SONS NATURELS

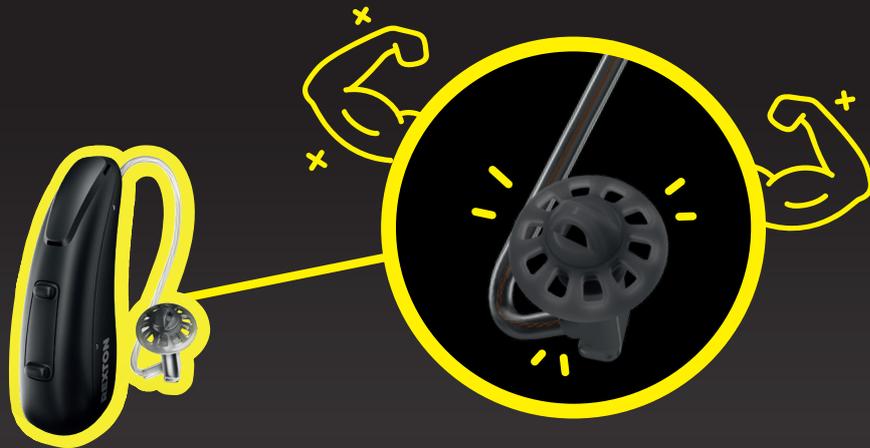
MÉMOIRES DE FIN D'ÉTUDES 2024

ÉCOLES DE LYON ET PARIS

COMPTÉZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

REXTON RÉSISTANT MÊME DANS LES PLUS PETITS DÉTAILS

DES APPAREILS ROBUSTES ET DES ÉCOUTEURS TOUT AUSSI RÉSISTANTS



Résistance à
l'humidité et à la
sueur



Résistance à la flexion
et aux torsions



Résistance à
l'exposition au soleil



Résistance à une
traction de 1,5 kg

À VOTRE ÉCOUTE
DEPUIS 1955

REXTON

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

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

Directeur de la publication :
Arnaud COEZ - acoez@noos.fr

Rédacteur en chef :
Paul AVAN - paul.avan@u-clermont1.fr

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

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

Impression : DB PRINT

**COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE
BUREAU**

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

MEMBRES

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

MEMBRES HONORAIRES

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

**MEMBRES CORRESPONDANTS
ÉTRANGERS**

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

Dépôt Légal à date de parution

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°1 - 2025

SOMMAIRE

LE MOT DU PRÉSIDENT

- 3 **Matthieu DEL RIO**

EDITORIAL

- 5 **Paul AVAN**

DOSSIER : LES SONS NATURELS

- 8 Spécificité perceptive des sons naturels (Partie 1)
Clara SUIED

MÉMOIRES DE FIN D'ÉTUDES 2024 : ÉCOLES DE LYON ET PARIS

- 20 Utilité des mesures des propriétés acoustiques
de la « cavité résiduelle » pour comprendre
les réglages audioprothétiques
Clara BALESTRA

- 32 Création d'un questionnaire de sensibilité au bruit
pour enfant (QSBE). Pré-étude de normalisation.
Christelle GUILLOTIN

CAS CLINIQUE

- 45 Surdité bilatérale asymétrique et stéréo-équilibre
Stéphane GALLÉGO
Grégory GERBAUD
Fabien SELDRAN

IMPLANT COCHLÉAIRE

- 49 Evolution de l'accompagnement audioprothétique et
médical de formes familiales de surdité avec le progrès
de nos connaissances et de nos pratiques
Didier Dr BOUCCARA
Arnaud COEZ
Pr Natalie LOUNDON

CAS CLINIQUE PROPOSÉ PAR AUDIKA

- 52 Prise en charge d'un patient atteint
de la maladie de Ménière
Elisa TAFFOUREAU & Jessica NILSSON

MÉTIER ET TECHNIQUE

- 54 Intérêt et pièges de la mesure du seuil subjectif
d'inconfort (SSI)
Stéphane GARNIER

29^{ème} Enseignement Post-Universitaire en Audioprothèse

28-29 novembre 2025

Centre de congrès • Lyon
50 Quai Charles de Gaulle



COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

LE MOT DU PRÉSIDENT

LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°1 - 2025



JE TIENS À M'ASSOCIER À L'ENSEMBLE DES MEMBRES DU COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE POUR VOUS SOUHAITER UNE BELLE ET HEUREUSE ANNÉE 2025.

Chers Collégiens, Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec un immense plaisir que je vous retrouve pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition et je tiens à m'associer à l'ensemble des membres du Collège National d'Audioprothèse pour vous souhaiter une belle et heureuse année 2025. Qui dit nouvelle année, dit nouveaux projets et le premier que je vous présente se trouve entre vos mains ! En effet, nous vous proposons une toute nouvelle maquette de votre journal afin d'en agrémenter la lecture d'une touche de modernité. Nous travaillons également à la refonte du site Internet du Collège pour vous offrir toujours plus de contenus pour vous étudiants ou vous, audioprothésistes en exercice. Cette année, le Collège vous permettra également de découvrir les travaux de Brian C.J. Moore, professeur émérite à l'Université de Cambridge traduits en français par Nicolas Wallaert dans un ouvrage intitulé « Perte auditive cochléaire : questions physiologiques, psychologiques et techniques ». Par ailleurs, et toujours en ligne avec sa vocation à promouvoir la recherche scientifique, le Collège mènera une vaste étude clinique qui portera sur le suivi des modalités d'évaluation et de prise

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

en charge audioprothétique de personnes adultes déficients auditifs et normo-entendants. Son objectif principal est de décrire les modalités d'évaluation et de prise en charge des patients adultes présentant des déficiences auditives par des audioprothésistes en France.

Autre nouvelle pour 2025, le prochain Enseignement Post-Universitaire reviendra dans la « capitale des Gaules », Lyon, les 28 et 29 novembre prochains.

Cette année encore, nous continuerons à porter haut nos convictions et notre vision du métier sous le signe de l'unité et de la coopération. Cet état d'esprit, c'est aussi tout l'ADN du Collège : veiller à la qualité technique, scientifique et pédagogique de la formation initiale, mais également de la formation continue. À cela vient s'ajouter le respect déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Ces trois piliers définissent notre engagement envers vous et la profession, avec notamment la volonté de tendre vers un cadre réglementaire plus fort avec, pour ultime finalité, la satisfaction et la bonne prise en charge de nos patients, et ce, dans les meilleures conditions possibles.

C'est naturellement pour arriver à ces fins, que nous travaillons depuis plus de dix ans, et plus récemment en concertation avec l'ensemble des représentants de la profession, et notamment le SDA et la Fnéa à l'instauration d'un ordre professionnel.

L'objectif de notre démarche est de donner à notre profession les moyens de s'autoréguler afin de garantir la qualité et la sécurité de la prise en charge de nos patients. Cela passe par un meilleur encadrement, des questionnements sur la formation continue et initiale – en particulier à l'égard étudiants issus de la filière espagnole - l'accent mis sur la déontologie, l'exigence de qualité et la lutte contre certaines pratiques frauduleuses, main dans la main avec l'assurance maladie.

Ce travail de longue haleine a reçu un écho très favorable auprès du député Horizons François Gernigon, vous avez pu le vivre au cours du dernier EPU. Il s'est officiellement engagé à déposer une proposition de loi portant création d'un ordre national des audioprothésistes. Cela représente un tournant historique pour le Collège et l'ensemble de la profession ! Cet engagement marque aussi la reconnaissance de notre métier en tant que profession de santé à part entière avec des enjeux de santé publique associés littéralement majeurs. Le regard des instances politiques à notre égard a changé favorablement, comme en témoigne l'excellente réforme du 100 % Santé, qui facilite l'accès aux soins auditifs à des milliers de Français !

Le dépôt d'une proposition de loi portant création d'un ordre national des audioprothésistes est une première étape et bien du chemin reste à parcourir avant de voir se projet prendre vie. Nous espérons que le groupe parlementaire de Monsieur François Gernigon (Horizons) inscrira cette proposition de loi à l'ordre du jour de sa niche parlementaire, prévue le 3 avril 2025.

Plus que jamais, cette nouvelle année s'annonce passionnante et pleine de projets porteurs de sens pour la profession !

À toutes et tous, je vous souhaite une bonne lecture de cette nouvelle version des Cahiers de l'Audition !

Matthieu DEL RIO

Audition
Santé



À l'écoute de nouvelles opportunités ?

Rejoignez Audition Santé !

Un acteur majeur de l'audition, jeune et dynamique

Soutenu par le groupe international Sonova.

Un développement ambitieux

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

Proche de ses audioprothésistes

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

Proche de ses clients

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



Envie de nous rejoindre ?

Contactez

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



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



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



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance



LES CAHIERS DE L'AUDITION

VOL 38
N°1 - 2025

ÉDITORIAL



PAUL AVAN
RÉDACTEUR
EN CHEF DES
CAHIERS DE
L'AUDITION

La sélection du dossier pour chaque numéro des Cahiers, celle des articles issus de la clinique quotidienne et celle des mémoires de fin d'étude distingués lors du précédent EPU suivent des chronologies indépendantes, par nécessité matérielle. Toutefois dossiers, articles et mémoires présentent presque toujours une convergence confortable pour l'éditorialiste car elle lui offre sur un plateau un thème cohérent d'article. Admettons-le, cette convergence est plus probablement liée à la logique commune aux professions qu'à un alignement qui tomberait chaque fois à pic de quelques astéroïdes...

Dans ce numéro, le mot qui vient à la surface est "naturel", dès le titre du dossier construit par Clara Suied. Elle y a réuni un nombre impressionnant de concepts assemblés lors de son parcours en neurosciences, entre équipes de l'ENS, de l'IRCAM et de l'IRBA : de belles cartes de visite. D'entrée le dossier se situe dans un décor explicite : le système auditif a évolué sous la pression du besoin de nous orienter et interagir avec notre environnement, avec une efficacité optimale. Cette efficacité doit être évaluée car elle est dégradée en cas de surdité, et l'étalon d'un bon appareillage est la réussite de sa restauration dans toute son étendue. Or Clara Suied souligne l'existence d'une charnière : les sons naturels "sont détectés et reconnus facilement

et rapidement". Des aires cérébrales sont dédiées à ces tâches. Elles travaillent vite, et se contentent d'indices parcimonieux voire dégradés. Pour paraphraser le titre du magnifique ouvrage de Daniel Kahneman, "thinking, fast and slow" ("les deux vitesses de la pensée"), il est question dans l'actuel dossier de "listening, fast and slow". Cette expression récapitule le dilemme de l'audiologiste et son syndrome de l'imposteur. Nous savons bien que pour tester les patients, il faudrait leur faire reconnaître rapidement des sons naturels dégradés, mais ceci doit être fait avec des outils construits pour mesurer la reconnaissance lente de sons artificiels parfaits (dans la vocale dans le bruit, reconnaissons que même le bruit est parfait...). Le défi qui nous attend pour y parvenir est de taille.

En attendant, les articles de ce numéro nous montrent quelques pistes. Les approches acoustiques in vivo sont discutées par Clara Ballestra, avec la question de la prise en compte des propriétés d'admittance de l'oreille réelle derrière le volume de la cavité mesurée.

Christelle Guillotin présente la construction d'un questionnaire qui permet à l'enfant lui-même de cerner son hyperacousie, vis-à-vis de situations naturelles.

D'ENTRÉE LE DOSSIER SE SITUE DANS UN DÉCOR EXPLICITE : LE SYSTÈME AUDITIF A ÉVOLUÉ SOUS LA PRESSION DU BESOIN DE NOUS ORIENTER ET INTERAGIR AVEC NOTRE ENVIRONNEMENT, AVEC UNE EFFICACITÉ OPTIMALE.

Stéphano Gallégo, Grégory Gerbaud et Fabien Seldran détaillent le stéréo-équilibrage, condition nécessaire au rétablissement d'un espace sonore naturel.

L'observation de Didier Bouccara, Arnaud Coez et Natalie Loundon est révélatrice sous deux angles. Tout d'abord, l'entrée dans le monde de l'appareillage pour une personne très sourde mais dépistée seulement à l'âge

de 28 ans, entrée qui se révèle "une révélation" (découverte de sons insoupçonnés, comme les alarmes sonores... qui rappelle l'anecdote rapportée par une de nos consœurs de la personne réalisant une fois appareillée que les quatre saisons de Vivaldi ne sont pas la version baroque de 4 minutes 33 de John Cage...). Ensuite, la non-éligibilité actuelle à l'implant cochléaire de quelqu'un qui a 80 à 100 dB de perte au-delà de 1 kHz mais qui entend "trop bien" (! Les sons parfaits dans un bruit parfait... mais pas au travail).

Jessica Nilsson et Elisa Taffoureau montrent comment une approche naturelle plutôt que codifiée d'un patient Menière peut répondre à un besoin dans la vraie vie.

Enfin Stéphane Garnier plaide, autour de la notion de seuil subjectif d'inconfort, pour une approche en "cohérence avec l'usage que l'on souhaite faire des mesures supraliminaires", cohérence et adéquation avec des objectifs bien formulés en attendant les outils optimisés.

CLARA
SUIED



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

CLARA.SUIED@DEF.
GOUV.FR

SPÉCIFICITÉ PERCEPTIVE DES SONS NATURELS

Notre capacité à percevoir et à comprendre notre environnement repose largement sur notre système auditif, qui nous permet de capter et d'interpréter les sons qui nous entourent. Ces informations sonores sont essentielles pour nous orienter et interagir avec le monde qui nous entoure. Afin de traiter ces sons, notre cerveau met en place des mécanismes de codage adaptés, qui résultent de notre évolution et de notre ajustement aux différents environnements naturels. Dans une série d'études psychophysiques, nous avons abordé la perception des sons naturels et montré leur spécificité : ils sont détectés et reconnus facilement et rapidement ; ils capturent l'attention efficacement ; quelques millisecondes ou quelques indices parcimonieux suffisent à les reconnaître ; ce traitement se fait très rapidement par notre système auditif. Nous avons également prouvé que certains indices utiles, comme la rugosité sonore, sous-tendant la saillance des sons naturels, activent notre système de défense : cette rugosité serait un indice aversif inné. En conclusion, ces résultats mettent en évidence la manière dont notre système auditif traite rapidement et efficacement les sons naturels.

INTRODUCTION

Notre aptitude à appréhender 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. Du chant des oiseaux au rugissement d'un lion, les sons naturels nous fournissent des informations importantes sur notre environnement et nous aident à y naviguer. Ces sons naturels peuvent nécessiter des mécanismes de codage spécifiques, dérivés de l'adaptation aux environnements naturels.

La plupart de mes travaux ont porté sur la perception chez l'Humain des sons naturels, ou environnementaux, comme la voix humaine, les vocalisations d'animaux, ou des instruments de musique et des sons de véhicules. Ces sons naturels peuvent nécessiter des mécanismes de codage spécifiques, dérivés de l'adaptation aux environnements naturels (Laudanski et al., 2012; Nelken et al., 1999; Smith & Lewicki, 2006; Theunissen & Elie, 2014). Il apparaît alors important de s'intéresser aux études portant sur la perception de sons naturels, afin d'identifier d'une part s'il existe une spécificité perceptive associée à ces sons, et d'autre part quels en sont les corrélats auditifs.

Il existe, très peu d'études contrôlées portant sur la reconnaissance par l'Humain de sons naturels extraits de notre environnement. Les bases de l'acoustique écologique ont été posées par (Warren & Verbrugge, 1984), en se focalisant sur un cas particulier, l'exemple d'un objet qui rebondit ou se casse. Ces travaux ont été poursuivis avec des corpus sonores beaucoup plus divers (Ballas, 1993;

Cygi et al., 2004), tant acoustiquement que sémantiquement. Cependant, les conclusions, de l'aveu même des auteurs, restent difficile. La difficulté réside principalement dans le manque de contrôle des sons et/ou des méthodes utilisées. Nous avons cherché, dans les travaux présentés ci-dessous, à mieux décrypter la perception des stimuli pertinents pour l'Humain (stimuli de parole exceptés), et à mieux décrire les comportements associés à ces sons (Krakauer et al., 2017), en développant de nouveaux paradigmes psychophysiques.

1. RECONNAISSANCE RAPIDE DE SONS NATURELS

Le timbre semble être un premier facteur important pour la reconnaissance d'un son puisque, par définition, il permet de distinguer deux sons de même durée, intensité, et hauteur (American Standard Association, 1960). Les potentiels corrélats acoustiques du timbre sont donc nombreux. Le spectre est l'un de ces indices, puisque pouvant varier indépendamment de la hauteur, de la durée et de l'intensité. Ainsi, des statistiques basées sur le spectre ont été proposées comme étant des dimensions acoustiques du timbre : centroïde spectral pour les instruments de musique (Krimphoff et al., 1994), la position des formants pour la voix (Carlson et al., 1970). Un autre indice acoustique, orthogonal au spectre, est la forme de l'enveloppe temporelle (Grey, 1977). Puisque les indices acoustiques peuvent être nombreux, une approche traditionnellement employée pour étudier la perception du timbre se base sur une méthode statistique multidimensionnelle

(MDS, pour multidimensional scaling). Cette technique a permis de mettre à jour des dimensions perceptives pour des sons musicaux (McAdams et al., 1995) ou des sons environnementaux (Cygi et al., 2007). Cependant, l'interprétation de ces dimensions reste délicate, et peut varier en fonction du corpus de sons utilisés. Finalement, la définition classique du timbre souffre de plusieurs limitations. Tout d'abord, elle spécifie ce que le timbre n'est pas, mais sans dire pour autant ce qu'il est. Ensuite, elle se réfère à la comparaison entre deux réalisations sonores particulières, alors qu'une fonction qui semble plus utile pour l'audition est de pouvoir associer un timbre à une source sonore - et donc à tous les sons que cette source peut produire (le timbre du piano, ou le timbre de l'alarme sonore qui m'indique un feu sur mon moteur gauche).

Une des premières techniques que nous avons utilisées afin d'étudier la perception de sons naturels est celle des temps de réaction. Nous avons mesuré la rapidité d'auditeurs pour reconnaître une classe de sons (par exemple, la voix humaine) au milieu de distracteurs (par exemple, des instruments de musique). Nous avons comparé deux catégories, la voix humaine chantée et les instruments de musique. Ce corpus de sons naturels présentait l'avantage d'être à la fois contrôlé acoustiquement tout en gardant une certaine diversité, et d'être valide d'un point de vue écologique. Ce choix nous a permis de sélectionner une grande variété de sons dans chacune de ces catégories (différentes voyelles chantées, et différents instruments de musique), chacun chanté ou

joué à 12 hauteurs, et tous issus de la base de données RWC (<https://staff.aist.go.jp/m.goto/RWC-MDB/>). Notre tâche utilise donc une grande variété de sons qui ne diffèrent que sur des indices de timbre.

Nous avons démontré (Agus et al., 2012) que la reconnaissance auditive pouvait être extrêmement rapide, en particulier pour la voix humaine (Figure 1). Pour comprendre les indices acoustiques responsables de cette reconnaissance rapide, nous avons alors créé des chimères auditives, qui combinent les indices temporels d'un son (de voix par exemple) aux indices spectraux d'un autre son (d'instrument par exemple). Ces chimères ont été reconnues avec précision, mais cependant moins rapidement que le son de voix naturelle. Il est donc impossible de séparer caractéristiques spectrales et temporelles de la voix si l'on veut maintenir un traitement efficace. Enfin, de façon intéressante, l'avantage observé pour la voix ne pouvait être expliqué par un modèle de distance entre indices acoustiques, tels qu'estimés avec un modèle de traitement auditif (Figure 1). Ce résultat suggère que les mécanismes neuronaux de la reconnaissance de sons naturels sont basés sur la sélectivité à des traits spectro-temporels complexes, que le système auditif extrait rapidement.

En utilisant le même corpus de sons naturels (voix et instruments), ainsi que les chimères acoustiques présentés plus haut, nous avons pu démontrer, grâce à une étude en imagerie

UNE DES PREMIÈRES TECHNIQUES QUE NOUS AVONS UTILISÉES AFIN D'ÉtudIER LA PERCEPTION DE SONS NATURELS EST CELLE DES TEMPS DE RÉACTION.

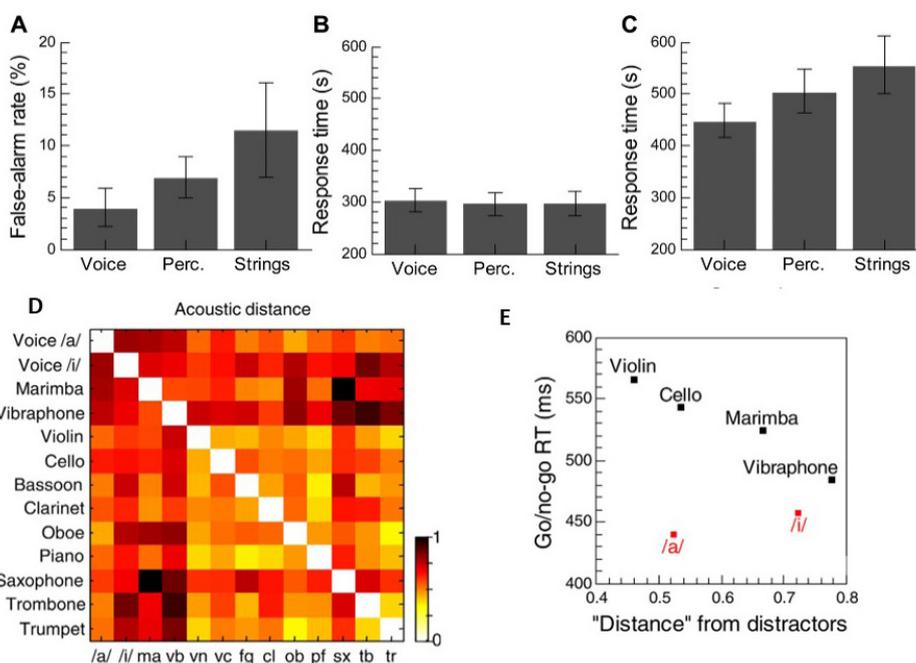


Figure 1. Mesures comportementales dans la tâche de reconnaissance de voix et d'instruments de musique : taux de fausses alarmes (A), temps de détection (B) et temps de reconnaissance dans la tâche de go/no-go (C). Les barres d'erreur représentent les intervalles de confiance à 95%. Les voix sont reconnues plus rapidement et avec moins d'erreur que les autres catégories. Analyses acoustiques : matrice de dissimilarités entre les différents types de sons estimées à partir d'un modèle auditif de pattern d'excitation spectro-temporels (D). Le temps de reconnaissance pour chaque catégorie est tracé en fonction de la distance moyenne de la catégorie par rapport aux distracteurs (E). Extrait de (Agus et al., 2012)

par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), que seules les voix naturelles (et non les chimères présentant pourtant des indices acoustiques fortement similaires) pouvaient activer préférentiellement les régions cérébrales identifiées pour le traitement de la voix (Agus et al., 2017). Ce résultat montre bien que cette activation préférentielle de zones cérébrales spécialisées pour le traitement de la voix humaine ne repose pas sur des indices acoustiques et auditifs simples.

Enfin, cette méthode de mesure de la reconnaissance rapide de sons naturels a été appliquée à la caractérisation de la perception auditive de personnes avec un trouble du spectre de l'autisme (TSA) (Lin et al., 2016). Bien que des personnes avec un TSA soient indifférentes dans leur quotidien aux sons de parole (voir revue dans (Lin et al., 2016)), nous avons montré que l'effet voix observé dans notre précédente expérience se maintenait pour le groupe TSA, avec même des temps de réaction plus courts que pour le groupe contrôle, neurotypique. Avec les mêmes chimères auditives que précédemment, nous avons observé que, pour le groupe TSA, les temps de réaction étaient plus courts pour toutes les chimères vocales, comparativement au groupe neurotypique. Ces observations suggèrent que le déficit de traitement des voix et de la parole habituellement observée chez les individus avec TSA traduit un déficit "haut-niveau" dans la hiérarchie auditive, avec des indices acoustiques bien représentés au niveau sensoriel.

définis. La question posée est donc, quelle est la durée minimale d'un son nécessaire à sa reconnaissance ? En effet, en réduisant la durée de présentation des sons, nous limitons les indices disponibles pour la reconnaissance. (Gray, 1942) le premier, a proposé le terme de « phonemic microtomy » pour cette approche appliquée aux sons de voix humaine. Malgré une certaine variabilité entre auditeurs et types de voyelles, il a pu montrer que la reconnaissance était possible pour des sons de voyelles d'une durée de 3 ms. En comparant cette durée à celle du cycle d'un son, Gray montre que l'identification d'une voyelle est possible pour des durées inférieures à la période du son (0,24 cycles par seconde dans certains cas). Cependant, la technique de fenêtrage des sons était purement analogique ; il y avait donc peu de contrôle sur la forme et la position de la fenêtre, pour un son donné.

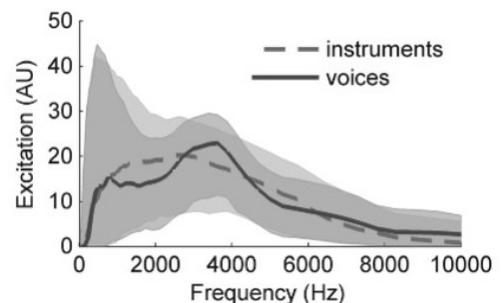
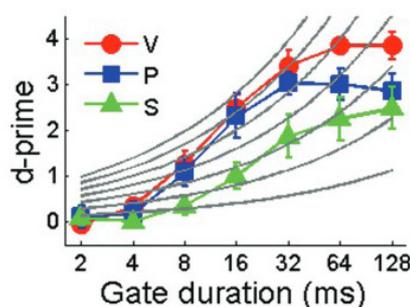
Nous avons étendu ces résultats (Suied et al., 2014) en appliquant cette technique de fenêtrage (ou *gating* ; voir aussi (Robinson & Patterson, 1995b, 1995a)) à un large corpus de sons - le même que celui décrit plus haut, écologiquement et acoustiquement valide. Les performances de reconnaissance de sons de voix chantée (voyelles), ou de divers instruments de musique ont ainsi été enregistrées. La tâche des participants consistait à répondre pour seulement une de ces catégories de sons cible (voix ou instruments selon le bloc expérimental) et d'ignorer un ensemble de sons distracteurs (autres instruments de musiques et/ou autres voix). Les sons étaient présentés séparément. La durée des sons variait de quelques millisecondes (2 ms) à une durée suffisante pour une reconnaissance facile (128 ms). Le seul indice possible pour différencier les sons cibles des sons distracteurs était le timbre. Pour tous les stimuli, 8 ms du signal original étaient suffisantes pour reconnaître le son cible significativement au-dessus du hasard ($d' > 0$; (Macmillan & Creelman, 2004)). A 4 ms, seule la voix pouvait être reconnue de manière significative (**Figure 2**). Ces résultats mettent en avant une capacité remarquable des

Figure 2. (gauche) Performance lors de la tâche de reconnaissance (exprimée en termes de d') tracée en fonction de la durée des sons. Trois catégories cibles ont été comparées dans cette expérience, voix (V), percussions (P) et instruments à corde (S). Les performances sont au-dessus du hasard dès 4 ms pour les sons de voix. Les fines lignes grises représentent les prédictions d'un modèle 'multiple-looks', avec différente taille d'échantillon ('look'). La comparaison des données avec ce modèle suggère que la reconnaissance d'un son d'une durée normale utilise vraisemblablement des indices sur plusieurs échelles de temps. (droite) Analyse acoustique pour une expérience similaire, comparant voix et instruments, avec un très large corpus de sons. Les médianes (avec interquartiles) des pattern d'excitation sont représentées pour les 2 catégories, voix et instruments. Extrait de (Suied et al., 2014)

2. RECONNAISSANCE DE SONS NATURELS DÉGRADÉS

2.1. RECONNAISSANCE DE SONS TRÈS COURTS

Afin de comprendre les mécanismes responsables de la reconnaissance apparemment facile et sans effort de sons naturels, une autre approche a consisté à identifier l'échelle de temps sur laquelle les traits auditifs utiles à la reconnaissance sont



êtres humains à reconnaître des segments extrêmement courts de sons naturels, malgré une grande diversité acoustique de ces sons (près de 500 sons distincts, fenêtrés à un instant aléatoire différent pour chaque essai).

Différents indices auditifs sont utilisés, en fonction de la durée du son : pour les sons courts, les indices spectraux sont bien évidemment primordiaux ; pour les durées intermédiaires et plus longues, les résultats pointent vers l'importance des indices spectro-temporels conjoints (à l'opposé d'indices purement temporels ou purement spectraux). Par ailleurs, une spécificité particulière pour la voix humaine a été trouvée, avec de meilleures performances par rapport aux instruments, que ce soit pour les durées très courtes ou les plus longues. Aucun indice acoustique évident ne permet d'expliquer ce résultat de manière triviale (pattern d'excitation des deux types de sources sonores relativement similaires, bien que non identiques).

Nous avons également étendu ces résultats à l'identification précise de voyelle (tâche de type 5-AFC ; 5 alternative-forced-choice), avec un corpus de voix chantée similaire au corpus décrit précédemment. Nous avons là aussi montré, chez l'Humain, de très bonnes performances d'identification de voyelles, avec une performance proche du hasard à 2 ms, et augmentant progressivement jusqu'à une identification parfaite à partir de 16 ms (Occelli et al., 2016), pointant là encore vers une particularité de la voix humaine. Nous avons alors mesuré, dans le cortex auditif primaire du cochon d'inde, la sélectivité neuronale aux sons très courts de voyelles chantées. En utilisant des analyses inspirées de la notion d'information mutuelle, nous avons pu mettre en évidence un codage robuste du timbre de sons très courts (Occelli et al., 2016). Tout ceci montre une impressionnante robustesse des mécanismes d'identification des sons naturels, avec, encore une fois, un avantage de la voix humaine.

2.2. ESQUISSES AUDITIVES

Depuis toujours, les peintres ou dessinateurs ont été capables de capturer les quelques lignes importantes qui rendent une scène visuelle reconnaissable instantanément. Il est possible que ce soit le cas parce que ces dessins de lignes correspondent à la neurobiologie du système visuel (Cavanagh, 2005). A ce jour, aucun équivalent acoustique de ces esquisses n'existe, peut-être parce que la technologie de synthèse sonore est bien plus complexe que le dessin de lignes. Jusqu'à quel point est-il possible de simplifier un signal acoustique, tout en le gardant reconnaissable par un auditeur ? Ce son extrêmement simplifié sera appelé l'esquisse auditive.

L'idée est de trouver l'ensemble minimal d'indices acoustiques utiles pour une tâche

comportementale donnée. L'approche proposée généralise le fenêtrage (gating) décrit plus haut, qui limite les indices dans le temps ; ici, nous limitons les indices dans le domaine temps/fréquence, voire dans le domaine des représentations computationnelles auditives, en utilisant des techniques d'analyse et de re-synthèse.

Les représentations auditives (comme le cochléogramme, par exemple) sont riches, et peuvent être appliquées à n'importe quel signal acoustique. Cependant, elles ne sont pas particulièrement parcimonieuses. Ceci contraste avec un nombre croissant d'études physiologiques, qui suggèrent que le codage cortical des sons pourrait en fait être parcimonieux (Hromádka & Zador, 2009).

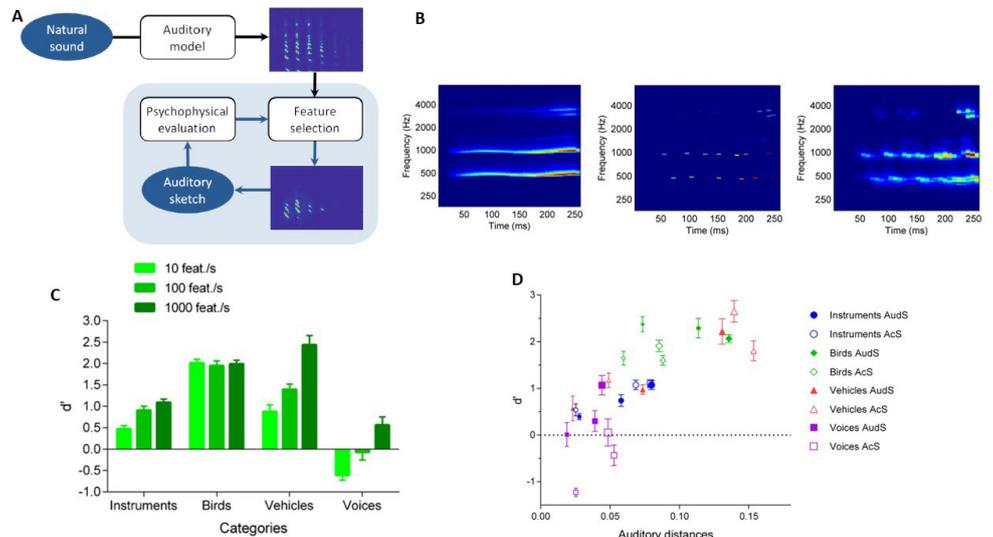
De plus, un pan majeur du traitement du signal pour le codage audio utilise justement des représentations parcimonieuses, qui ont plusieurs avantages computationnels : elles permettent une transmission efficace de l'information, un débruitage facile, et aident à la séparation aveugle de sources (Plumbley et al., 2010). Un point remarquable de ces techniques de traitement du signal est de choisir le dictionnaire d'indices approprié pour le codage parcimonieux. Cependant, aucun des critères choisis pour créer ces dictionnaires ne prend en compte explicitement la perception humaine.

Le principe d'une esquisse auditive telle que nous l'avons exploré est schématisé en **Figure 3A**. Après analyse d'un son naturel, un sous-ensemble restreint d'indices est sélectionné. Ces indices peuvent être des coefficients dans une représentation temps-fréquence classique, telle un cochléogramme. un des algorithmes choisis pour rendre la représentation auditive plus parcimonieuse est une sélection de maxima locaux, donc un algorithme qui ne recherche pas la meilleure approximation, contrairement à la plupart des algorithmes de traitement de signal (Suied, Drémeau, et al., 2013). Le raisonnement qui sous-tend ce choix se base sur le choix de la représentation auditive : si elle est adaptée, alors les indices importants pour la perception devraient ressortir. Ensuite, le stimulus appauvri, l'esquisse auditive, est re-synthétisée par inversion du modèle (**Figure 3B**).

Des expériences comportementales ont testé les performances permises par les indices contenus dans l'esquisse, permettant de comparer diverses conditions : nombre d'indices par seconde (ou features/seconde), type de représentation temps/fréquence (purement acoustique ou perceptivement plausible, i.e. un cochléogramme) ; catégories

**NOUS AVONS PU DÉMONTRER...
QUE SEULES LES VOIX
NATURELLES... POUVAIENT
ACTIVER PRÉFÉRENTIELLEMENT
LES RÉGIONS CÉRÉBRALES
IDENTIFIÉES POUR LE
TRAITEMENT DE LA VOIX.**

Figure 3. (A). Processus de création d'une esquisse auditive. (B) Représentation temps/fréquence pour illustrer la création d'une esquisse : le panel de gauche est le cochléogramme d'un son de voix ; le panel du milieu représente les pics (ou indices) choisis dans cette représentation (25 pics, correspondants au taux de 100 features/seconde ; le panel de droite montre le cochléogramme du son resynthétisé, i.e. l'esquisse auditive. (C) performance à la tâche de reconnaissance pour 3 niveaux de simplification de l'esquisse et pour les 4 catégories de sons. (D) résultats perceptifs (d') en fonction d'un modèle de distances auditives. Adapté de (Isnard et al., 2016; Suied, Drémeau, et al., 2013)



sémantiques (voix humaine, instruments de musique, véhicules, vocalisations d'oiseaux).

Nous avons montré que la reconnaissance d'une très grande diversité de sources sonores naturelles était possible avec un très faible nombre d'indices (Isnard et al., 2016). A l'exception notable de la voix humaine (nous y reviendrons), la reconnaissance était possible avec un taux de simplification de 10 features/seconde, soit un nombre de pics très limité (**Figure 3C**). Choisir les indices sur une représentation auditive perceptivement plausible, comme le cochléogramme, permettait d'améliorer les scores de reconnaissance en moyenne. Ce résultat est en accord avec ceux de (McDermott & Simoncelli, 2011) portant sur la synthèse de textures sonores.

En reprenant le modèle de calcul de distances auditives entre pattern d'excitation, décrit plus haut (Agus et al., 2012), nous avons observé une bonne corrélation entre les scores de reconnaissance correcte (d') et le modèle (**Figure 3D**) ; à l'exception de la voix humaine. En effet, quels que soient les indices spectro-temporels importants à la reconnaissance de la voix humaine, ils ont été détruits par le processus de simplification, contrairement aux indices importants pour les autres catégories (par exemple, les hautes fréquences pour les sons d'oiseaux). Nous avons également calculé, pour les différents sons

naturels et esquisses, plusieurs dimensions classiques permettant de décrire le timbre d'un son (centroïde spectral, hauteur, temps d'attaque, HNR - harmonic-to-noise ratio). Aucune de ces dimensions ne permettait de

décrire les différences observées dans les taux de reconnaissances. Ceci peut être interprété comme suggérant l'existence de traits spécifiques, appris par les auditeurs à travers leur expérience avec les sources familières, qui permettent de les reconnaître de façon efficace et robuste. Ici, les esquisses auditives reconnaissables le sont car les quelques indices choisis pour chaque esquisse sont diagnostics de la source (Pressnitzer et al., 2015).

A noter que l'aspect itératif du processus de création de l'esquisse (la sélection d'indices ajustée en fonction des données comportementales ; **Figure 3A**) n'a pas été testé dans nos expériences. Une déclinaison future devrait vraisemblablement prendre ce point en compte, à la façon des études portant sur la corrélation inverse, ou sur les « bubbles auditives ». Ce paradigme des bubbles, proposé en vision (Gosselin & Schyns, 2002), utilise une tâche de discrimination pour identifier les zones d'une image qui sont importantes à sa reconnaissance (d'une émotion, de genre, etc.). Les bubbles auditives ont été reprises en audition, principalement pour étudier l'intelligibilité de la parole (Mandel et al., 2016, par exemple).

2.3. RECONNAISSANCE DU LOCUTEUR

Nous avons pu observer, dans les études qui précèdent, la robustesse du système auditif : des dégradations du signal extrêmement importantes (quelques millisecondes, ou quelques features par seconde) permettait une reconnaissance, certes imparfaite, de la source sonore. Cette robustesse a été mise en évidence pour les sons naturels, avec un effet plus particulier pour les sons de voix.

Nous avons alors étendu cette problématique de la spécificité perceptive des sons naturels à la reconnaissance d'un locuteur (Sell et

**NOUS AVONS PU OBSERVER,
DANS LES ÉTUDES QUI
PRÉCÈDENT, LA ROBUSTESSE
DU SYSTÈME AUDITIF :
DES DÉGRADATIONS DU
SIGNAL EXTRÊMEMENT
IMPORTANTES... PERMETTAIT
UNE RECONNAISSANCE, CERTES
IMPARFAITE, DE LA SOURCE
SONORE.**

al., 2015), sous-question bien particulière de la littérature sur la parole, et sujet d'une production dense. Nous avons, là encore, mis en évidence cette robustesse du système auditif : les auditeurs pouvaient, sans entraînement et sans connaître au préalable les voix qui leur étaient présentées, différencier des locuteurs, malgré des modifications acoustiques du signal (pitch moyen, durée des phonèmes, par exemple).

3. TEMPS DE TRAITEMENT DE SONS NATURELS

Nous avons ensuite cherché à mettre à jour le temps de traitement par le système auditif des sons naturels. Le fait que l'on puisse reconnaître des sons d'une durée extrêmement courte, par exemple, n'indique rien sur le temps de traitement lui-même de ces sons. Il serait tout à fait envisageable que le temps de traitement d'un son court soit, lui, beaucoup plus long, étant donnée la difficulté – apparente – de la tâche.

Pour étudier le temps de traitement du système auditif par une méthode purement psychophysique, nous avons mis en place un nouveau paradigme, appelé RASP (pour *Rapid Audio Sequential Presentation*), qui consiste à présenter des sons courts en succession rapide, avec comme tâche la reconnaissance d'une cible (par exemple, de voix humaine) au sein de séquences (par exemple, d'instruments de musique). Cette tâche peut être vue comme l'analogue du paradigme RSVP (*rapid sequential visual presentation*), utilisée de manière extensive en vision pour explorer le temps de traitement neuronal d'images. Puisque la perception n'est pas immédiate (Massaro, 1972), une cible présentée au sein d'une séquence ne pourra être parfaitement reconnue que si le son qui suit est présenté avec un délai supérieur au temps nécessaire à sa reconnaissance. Dans le cas contraire, si les sons de la séquence sont trop rapprochés, le son qui suit la cible agit comme un masque perceptif, et empêche la reconnaissance de la cible.

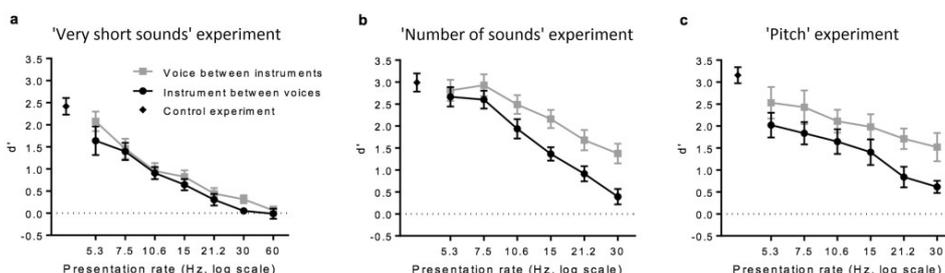
En reprenant les sons courts issus de nos études de gating (Suied et al., 2014), nous avons présenté ces mêmes sons en séquence plus ou moins rapide. La tâche des auditeurs

était cette fois de détecter la présence d'un son de voix chantée au milieu d'une séquence de sons d'instruments (Suied, Agus, et al., 2013). Pour des sons de durée de 32 ms, la performance des auditeurs était bien au-delà de la chance ($d'=1$) pour des séquences à 30 sons par seconde. Encore plus surprenant, avec des sons de 16 ms, il était toujours possible pour les auditeurs de détecter la voix humaine au milieu des instruments avec une vitesse de présentation de 42 sons par seconde. Ce résultat suggère que le traitement neuronal d'indices spectraux complexes peut être étonnamment rapide : une dizaine de millisecondes seulement.

Afin d'étudier plus précisément l'avantage de la voix humaine, et de confirmer par de nouvelles données l'intérêt de notre nouveau paradigme RASP, de nouvelles expériences ont été menées, dans la lignée des précédentes, en comparant cette fois de manière parfaitement symétrique les conditions où les sons de voix humaine sont les cibles au sein de séquences d'instruments, et les conditions où les sons d'instruments sont les cibles au sein de séquences de voix humaine (Isnard et al., 2019). Une fois de plus, un avantage a été trouvé pour la voix, avec de meilleures performances que les instruments, quelles que soient les conditions expérimentales (Figure 4).

Les temps de traitement extrêmement courts observés dans ces études (30 ms pour les voix) sont similaires avec les estimations faites à partir de mesures physiologiques chez l'Humain du temps que met une information pour atteindre le cortex auditif (Liégeois-Chauvel et al., 1994). Par ailleurs, l'effet voix peut être vu comme un phénomène de pop-out auditif (Cusack & Carlyon, 2003) : les indices spectro-temporels conjoints qui définissent la voix ne peuvent pas être dissociés ; ce pop-out traduirait une sélectivité neuronale à ces indices de la voix. Le fait que les performances de reconnaissance d'un stimulus de voix ne dépendent pas du nombre de distracteurs présentés autour est également un argument en faveur d'une interprétation de phénomène pop-out (voir article pour le détail). Ce paradigme de RASP pourrait également servir à investiguer par une nouvelle approche la notion de saillance auditive et des indices auditifs qui la sous-tendent (Kaya et al., 2020; Kothinti et al., 2021).

Figure 4. RASP : Performance de reconnaissance (exprimée en d') d'une cible présentée au sein d'une séquence de distracteurs. Les sons au sein des séquences étaient d'une durée de 16 ms (a) ou 32 ms (b et c). Le Taux de présentation représente la vitesse de présentation de chaque petit extrait de son ; à 32 ms, le taux maximum possible est de 30 Hz. Les performances pour les cibles présentées seules (comme dans l'expérience de gating, en 1.2.1) sont représentées par un petit diamant à gauche des courbes. Les voix au sein d'une séquence d'instruments étaient mieux reconnues que l'inverse, quelles que soient les conditions. La reconnaissance décroît lorsque le taux de présentation augmente, avec une reconnaissance au-delà du hasard même pour les taux les plus rapides (30 Hz). (a) Sons de 16 ms, la hauteur de chaque son dans la séquence varie (12 hauteurs possibles). (b) comparaison de séquences de durée fixe avec des séquences à nombre de sons fixes, pour chaque taux de présentation ; aucune différence observée donc les courbes ont été moyennées. (c) comparaison de séquences avec une hauteur fixe et de séquences avec des hauteurs aléatoires pour chaque son : aucune différence observée, les courbes ont été moyennées. Il est donc bien possible d'interpréter nos données comme liées au temps de traitement par le système auditif. Extrait de (Isnard et al., 2019)



4. INDICES UTILES DES SONS NATURELS

Les études présentées jusqu'ici ont permis de mettre à jour une spécificité perceptive des sons naturels : en utilisant des stimuli divers mais contrôlés ; en dégradant ces stimuli, parfois drastiquement ; avec comme tâche la reconnaissance de ces stimuli, naturels ou dégradés. Cette spécificité perceptive repose probablement sur un ensemble d'indices auditifs utiles.

Dans les deux études qui suivent, nous avons approché la question sous un autre angle. Si notre système auditif a évolué pour être adapté aux sons naturels, en particulier ceux qui ont une pertinence comportementale, est-ce que des sons synthétiques porteurs de ces indices mais non reconnaissables pourraient déclencher des réactions comportementales plus efficaces que des sons ne comportant pas ces indices ? Ces indices auditifs à eux seuls sont-ils suffisants pour provoquer ces réactions comportementales spécifiques, ou la reconnaissance de la source sonore est-elle également nécessaire ?

4.1. DÉTECTION DE SONS D'ANIMAUX

La question à l'origine de cette étude était une question appliquée : comment créer des alarmes sonores efficaces, i.e. détectées et reconnues facilement et sans effort par l'utilisateur ? Les travaux de référence dans le domaine des alarmes sonores sont tous issus de l'étude princeps de Roy Patterson, appliquée aux alarmes de l'aviation civile (Patterson, 1982).

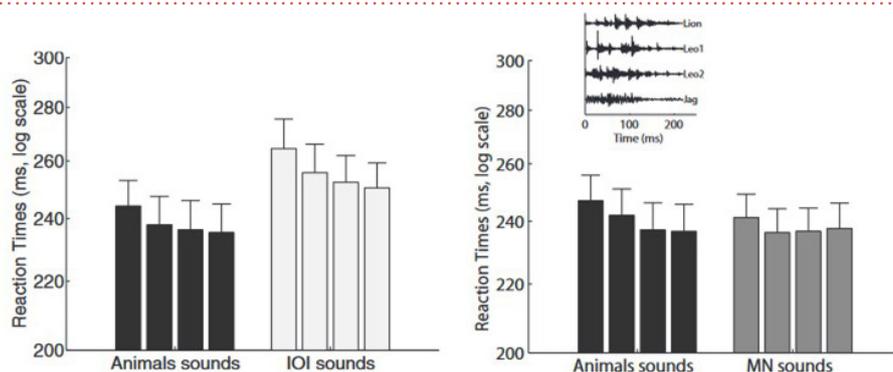
Depuis, plusieurs auteurs stipulent qu'une alarme sonore ne doit pas uniquement communiquer un degré d'urgence, elle doit aussi véhiculer la nature de l'événement à la base de l'alarme. Plutôt que de chercher à représenter une information en spécifiant des attributs sonores, Gaver (1989) a proposé de coder des informations grâce aux événements sonores en eux-mêmes. Il a ainsi créé de nouvelles interfaces auditives :

les icônes auditives. Ce sont des sons de tous les jours, resynthésés et ainsi utilisés afin de transmettre un message sur certains événements des systèmes d'information, par analogie avec des sons issus de notre environnement quotidien qui véhiculent une information sur les événements qui les créent. En suivant cette approche, (Stanton & Edworthy, 1998) ont ainsi proposé de créer des alarmes sonores grâce à des sons environnementaux. Ils font l'hypothèse que ces sons devraient être mieux identifiés que les alarmes classiques (les bips), puisque plus naturellement représentatifs de l'événement qui est la cause de l'alarme. Ils comparent alors les sons existants - i.e. les bips - à de "nouveaux" sons, représentatifs. Contrairement à leur hypothèse, ils montrent que les bips sont mieux reconnus (par rapport au problème qu'ils désignent) que les nouveaux par les membres du service de réanimation (le résultat est inverse dans le cas d'un groupe d'auditeurs naïfs). De plus, les auteurs ont également mis en évidence que l'association entre un degré d'urgence et le son était plus correcte dans le cas des bips.

Cette étude de Stanton et Edworthy sur l'utilisation des icônes auditives comme alarmes met en fait à jour un des problèmes méthodologiques de cette approche : l'urgence perçue associée à ces sons iconiques ne correspond pas à l'urgence qui devrait être véhiculée par le son (par rapport à la fonction de l'alarme). De nombreuses autres études ont ainsi porté sur l'étude de sons environnementaux comme alarmes (Keller & Stevens, 2004; Petocz et al., 2008). Les limites de ce type d'études se situent d'une part dans le choix des sons (il ne paraît pas opportun de calquer tel quel des sons environnementaux comme alarmes) et d'autre part dans l'interprétation qui est faite des résultats potentiellement en faveur des sons iconiques (reconnus plus rapidement et facilement).

Nous avons alors dérivé de notre question appliquée un paradigme expérimental simplifié du traitement des alarmes, qui a permis de tester la proposition des 'icônes auditives comme alarmes sonores'. Nous

Figure 5. (gauche) Temps de détection en réponse à plusieurs sons d'animaux (lion, léopard, jaguar) et à des sons d'alarmes classiques ('bip bip' plus ou moins rapides, ou IOI sounds pour inter-onset intervals). (droite) Temps de détection en réponse aux mêmes sons d'animaux et à leurs versions modifiées et non reconnaissables (enveloppe appliquée sur un bruit blanc, ou MN pour modulated sounds). Extrait de (Suied et al., 2010)



nous sommes intéressés à la rapidité de détection, première étape nécessaire au traitement efficace d'une alarme. Nous avons alors comparé les temps de réaction à des sons naturels (sons d'animaux) et à des sons artificiels (bips) (Suied et al., 2010). Les sons naturels étaient bien détectés plus rapidement que les simples bips (**Figure 5**) ; donc pourraient potentiellement être utilisés comme alarme sonore urgente. Cependant, le contenu spectral des deux catégories de sons était très différent. Il serait alors possible de faire l'hypothèse que, par simple facilitation statistique, dû à un plus grand nombre de canaux fréquentiels activés, les sons naturels pourraient être détectés plus rapidement. Dans une deuxième expérience, nous avons testé cette hypothèse, en appliquant l'enveloppe temporelle des sons sur du bruit blanc. Les nouveaux sons artificiels étaient alors bien détectés aussi vite que les sons d'animaux.

Nous avons, dans cette étude, extrait les caractéristiques acoustiques responsables de la détection rapide et resynthétisé des sons qui ont été détectables tout aussi rapidement que les sons naturels, sans être reconnaissables en tant que tel. De simples considérations acoustiques peuvent donc expliquer, dans le cas d'une tâche très simple (temps de détection), l'avantage comportemental observé pour les sons naturels. Ce point paraît également important d'un point de vue appliqué, puisqu'il permettrait de créer des alarmes sonores tout aussi efficaces que les sons naturels, sans être pour autant reconnaissables.

Cela nous a également permis de mettre en évidence l'importance des fluctuations temporelles lentes qui permettent de définir l'enveloppe d'un signal. L'importance des modulations temporelles lentes était déjà connue pour l'identification de la parole (Shannon et al., 1995) et des sons environnementaux (Gygi et al., 2004), et elle est à la base des algorithmes utilisés dans les implants cochléaires. Notre résultat représente une extension possible du rôle de l'enveloppe à la détection efficace des sons.

Cette étude peut être considérée comme une preuve de concept : nous avons mis à jour des indices acoustiques simples qui étaient responsables d'un comportement spécifique aux sons naturels considérés, soit un temps de détection rapide de sons d'animaux.

4.2. RÉACTION DE DÉFENSE AUX SONS RUGUEUX

Plus récemment, l'étude de signaux d'alarmes vocaux (comme des cris) a mis en évidence que les vocalisations d'alarme utilisent un régime de modulations temporelles particulier, associé au percept de rugosité, inutilisé par les signaux de communication normale (Arnal et

al., 2015). L'étude de ces signaux par imagerie cérébrale a démontré qu'ils induisent des réponses dans l'amygdale, une région sous-corticale impliquée dans les réactions au danger. Cette étude multidisciplinaire est, à notre connaissance, la première à s'intéresser aux processus de traitement et de réaction à des sons longtemps ignorés (cris) et pourtant cruciaux pour la sécurité et la prise de décision rapide face à un danger. Elle révèle notamment que les vocalisations d'alarme humaines, qui ont co-évolué avec le cerveau humain depuis des millénaires pour garantir notre survie, utilisent une combinaison de caractéristiques acoustiques unique. Ils seraient ainsi capables d'induire des réactions comportementales rapides et efficaces. (Arnal et al., 2019) ont poursuivi cette étude de la rugosité, cette fois en utilisant des stimuli rugueux synthétiques et non porteurs de contenu sémantique (comme l'était un cri) : des trains de clics. Ces nouveaux travaux ont révélé l'existence de réponses non-linéaires dans le domaine de la rugosité sonore à l'échelle cérébrale, émotionnelle et perceptive. Ils ont mis en évidence le recrutement de circuits cérébraux dits de saillance et leur rôle probable dans les réponses aversives provoquées par les sons rugueux. Les sons rugueux seraient donc perceptivement saillants et stimulent massivement des réseaux cérébraux impliqués dans le traitement de cette saillance.

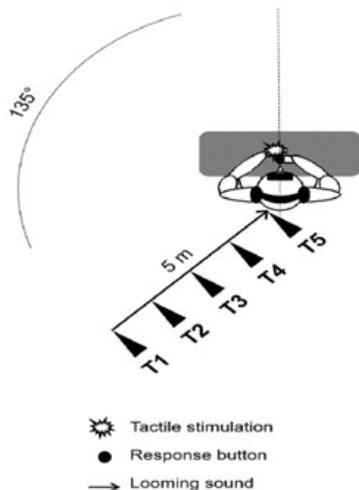
Nous avons alors fait l'hypothèse que la rugosité sonore devrait également avoir un impact comportemental, et nous nous sommes notamment intéressés aux réactions de défense. Le modèle de « conscience émotionnelle » proposé par (LeDoux & Brown, 2017) stipule que nos circuits de défense sont responsables des réponses physiologiques et comportementales en réponse aux menaces, mais ne sont pas directement responsables de l'expérience subjective de la peur. Cela ne veut pas dire que les circuits de défense ne jouent aucun rôle dans la perception consciente de la peur, mais simplement qu'ils modulent cette sensation, sans en être directement responsable.

Une manière indirecte et élégante de mesure comportementale de ces réactions de défense a été suggéré par (Canzoneri et al., 2012), via la mesure de l'espace péri-personnel (EPP). Cet EPP est considéré comme un espace de protection, et est défini comme l'espace perceptif situé immédiatement autour du corps. Il agit comme une interface entre le

**NOUS NOUS SOMMES
INTÉRESSÉS À LA RAPIDITÉ DE
DÉTECTION, PREMIÈRE ÉTAPE
NÉCESSAIRE AU TRAITEMENT
EFFICACE D'UNE ALARME. NOUS
AVONS ALORS COMPARÉ LES
TEMPS DE RÉACTION À DES SONS
NATURELS (SONS D'ANIMAUX) ET
À DES SONS ARTIFICIELS (BIPS)
(SUIED ET AL., 2010).**

Figure 6. (haut) illustration du paradigme d'étude de l'EPP, tel que proposé par l'étude princeps de la littérature. Ce paradigme consiste en une tâche comportementale d'interaction audio-tactile. Dans ce paradigme, le participant doit détecter une stimulation tactile au niveau de son corps pendant qu'on lui présente une stimulation auditive à des distances différentes (illustration à gauche). Ce stimulus auditif n'est pas pertinent pour la tâche. Pourtant, lorsque la source sonore arrive dans l'EPP d'un individu, elle interagit avec le traitement du stimulus tactile et le temps de détection du stimulus tactile par l'individu diminue significativement (résultats en haut à droite). Les limites de l'EPP sont mesurables en déterminant la distance seuil à partir de laquelle l'interaction entre les stimuli auditifs et tactiles permet d'augmenter la rapidité de détection du stimulus tactile (indiquée par un trait rouge).

(bas) illustration du paradigme utilisé dans notre étude, qui s'inspire de celui présenté plus haut. Adapté de (Canzoneri et al., 2012) et de (Taffou et al., 2021)

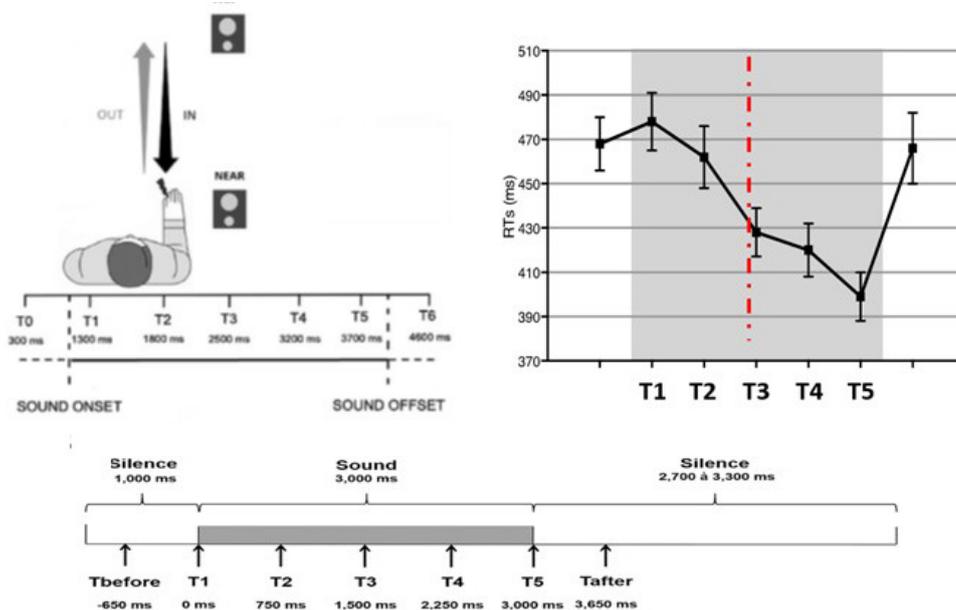


corps et l'environnement par laquelle les actions dirigées vers un but ou les actions défensives sont mises en place. Au niveau cérébral, les informations présentées dans cet espace sont traitées différemment des informations plus lointaines. Un réseau fronto-pariétal de neurones multisensoriels code spécifiquement les événements se produisant dans cet espace proche (Serino, 2019). Les informations présentes dans l'EPP sont perçues et traitées comme des événements hautement saillants et pertinents pour l'individu. L'augmentation de la taille de l'EPP est une réponse comportementale de défense typique qui permet la surveillance multisensorielle d'une zone plus large autour du corps (Bufacchi, 2017).

Concrètement, la mesure de cet EPP se fait via un paradigme psychophysique d'interaction audio-tactile (Canzoneri et al., 2012). Le participant doit détecter une stimulation tactile au niveau de son corps pendant qu'on lui présente une stimulation auditive à des distances différentes. Ce stimulus auditif n'est pas pertinent pour la tâche. Pourtant, lorsque la source sonore arrive dans l'EPP

d'un individu, elle interagit avec le traitement du stimulus tactile et le temps de détection du stimulus tactile par l'individu diminue significativement (Figure 6). Les limites de l'EPP sont mesurables en déterminant la distance seuil à partir de laquelle l'interaction entre les stimuli auditifs et tactiles permet d'augmenter la rapidité de détection du stimulus tactile.

Nous avons mesuré, en adaptant le paradigme de (Canzoneri et al., 2012), l'effet de la rugosité sonore sur les réactions de défense des participants : des sons perçus comme rugueux élargissaient l'EPP des auditeurs (Figure 7), ce qui est interprété comme une réaction de défense plus grande en réponse à des sons rugueux (Taffou et al., 2021). Les sons utilisés étaient volontairement très simples : un son harmonique comparé au même son modulé en amplitude à 70 Hz, donc perçu comme rugueux (Fastl & Zwicker, 2007). La rugosité sonore, même appliquée à des sons simples, et non vocaux, serait donc un indice sensoriel aversif inné. Nous poursuivons actuellement cette question dans nos projets de recherche.



5. RECONNAISSANCE D'OBJETS VISUO-AUDITIFS

La reconnaissance d'un objet en contexte réaliste est souvent multisensorielle, c'est-à-dire qu'elle s'appuie sur des informations auditives et visuelles venant de cet objet. Cette reconnaissance implique – au moins – deux mécanismes distincts : la capacité de combiner des indices auditifs et visuels relatifs à l'objet en question, mais aussi la capacité à ignorer les informations

concurrentes relatives à d'autres objets présents simultanément dans la scène. Plusieurs types d'indices peuvent sous-tendre ces deux mécanismes : des indices structuraux (par exemple, la disparité spatiale entre le stimulus auditif et le stimulus visuel) ou des indices cognitifs (par exemple, le contenu sémantique relatif à l'identité des stimuli auditifs et visuels).

Dans les études que nous décrivons maintenant, nous avons fait varier systématiquement plusieurs de ces indices



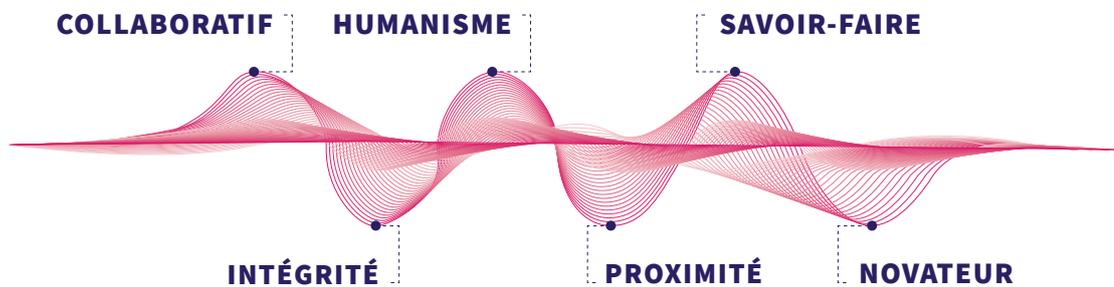
SoluSons reconnecte ses patients aux sensations auditives du quotidien et s'engage à améliorer la vie de ses patients en leur permettant de bien entendre et mieux vivre.

**+ de 60
CENTRES
AUDITIFS
EN FRANCE**

**RÉPARTIS
DANS
+ de 10
DÉPARTEMENTS**

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

Nos valeurs



**Nous recrutons sur
toute la France**

Tom Didier

Directeur Général

tom.didier@solusons.fr

06 80 77 53 77

Alexandre Delecourt

Responsable Réseau

alexandre.delecourt@solusons.fr

06 50 78 63 88



www.linkedin.com/company/solusons/



www.solusons.fr



www.facebook.com/solusons/

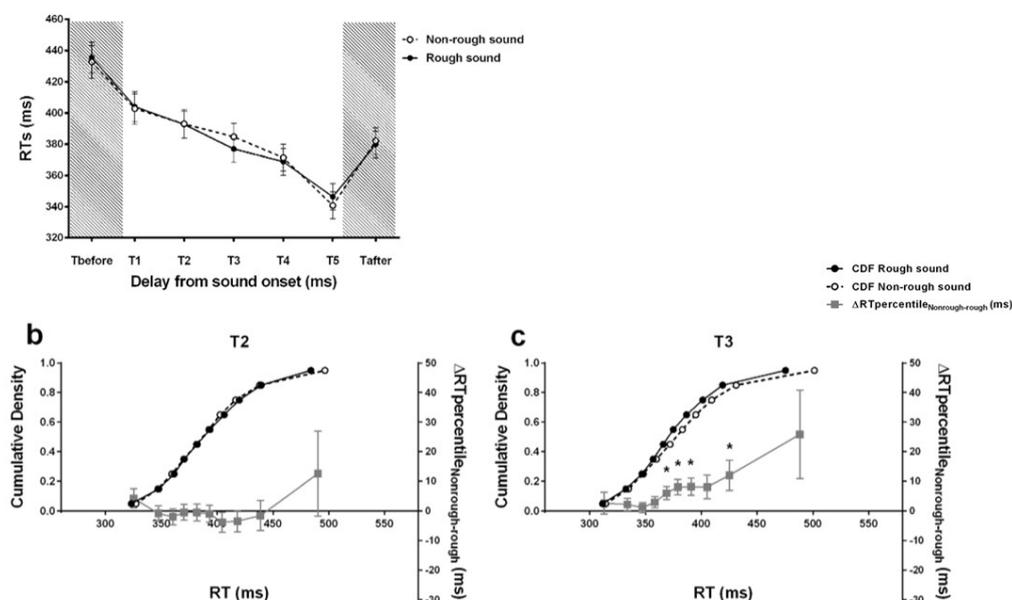


Figure 7. Mesure indirecte de la modification de la taille de l'EPP par l'intégration audio-tactile. Temps de réaction tactiles en fonction de la distance du son. Les temps de réaction décroissent pour une distance plus lointaine lorsque le son (non pertinent pour la tâche) est rugueux. Les différences sont faibles (une dizaine de millisecondes, ce qui est attendu dans une tâche aussi simple qu'un temps de détection) mais très robustes. adapté de (Taffou et al., 2021)

CETTE ÉTUDE PEUT ÊTRE CONSIDÉRÉE COMME UNE PREUVE DE CONCEPT : NOUS AVONS MIS À JOUR DES INDICES ACOUSTIQUES SIMPLES QUI ÉTAIENT RESPONSABLES D'UN COMPORTEMENT SPÉCIFIQUE AUX SONS NATURELS CONSIDÉRÉS, SOIT UN TEMPS DE DÉTECTION RAPIDE DE SONS D'ANIMAUX.

dans des tâches de reconnaissance d'objets visuo-auditifs (temps de réaction de type go/no-go). Les participants étaient soumis à des stimulations auditives seules, visuelles seules ou visuo-auditives, et devaient répondre aussi vite que possible dès l'apparition d'un objet cible, et ignorer un distracteur. Nous avons mesuré, entre autres, l'effet d'intégration visuo-auditive, qui se traduit par une reconnaissance plus rapide d'un objet en présence d'indices visuo-auditifs, par rapport à des indices uniquement auditifs ou uniquement visuels. De manière originale par rapport à la littérature, nous avons également utilisé des scènes de réalité virtuelle (RV) pour projeter les objets aux participants.

Lors de cette première étude, nous avons observé que dans des conditions bimodales sémantiquement congruentes, les temps de réaction étaient significativement plus courts que dans les conditions unimodales (Suied et al., 2009). Cette facilitation était plus importante que le simple effet de facilitation statistique lié à la présence de deux sources d'informations (« race model » ; (Miller, 1982)) (Figure 8). Il est alors possible de l'interpréter comme le signe d'une véritable intégration visuo-auditive, où les différentes informations sensorielles sont traitées ensemble et non pas parallèlement. Cette facilitation bimodale était particulièrement importante dans notre étude, deux fois plus grande que les précédents résultats obtenus avec des protocoles similaires

et des stimuli complexes (Giard & Peronnet, 1999; Molholm, 2004). Il est possible que cet effet soit lié à notre utilisation originale de la RV (taille des objets, vision 3D, réalisme des objets, etc.). Ce résultat met aussi en avant une spécificité des objets naturels, cette fois sous l'angle de l'intégration visuo-auditive.

Nous avons également montré que, de façon surprenante, la disparité spatiale n'avait pas d'influence sur la reconnaissance de l'objet : des informations auditives et visuelles alignées ne facilitent pas la reconnaissance, pas plus que des informations disparates n'aident à ignorer un distracteur. Ce résultat semble aller à l'encontre des travaux fondateurs sur les dimensions pertinentes de l'intégration multisensorielle, qui montrent l'importance de l'alignement spatial et temporel des stimuli auditifs et visuels (Stein & Meredith, 1993). Nous interprétons nos données en notant que, dans notre expérience, la dimension spatiale n'a pas d'importance pour la tâche, car les participants ne devaient pas orienter leur réponse vers la direction de l'objet à reconnaître.

Un autre résultat de cette première étude sur l'intégration visuo-auditive a mis en évidence une asymétrie entre les modalités visuelles et auditives : il semble possible d'ignorer (ou de filtrer) un distracteur visuel ; mais il semble impossible d'ignorer un distracteur auditif (Suied et al., 2009). Nous nous sommes alors intéressés plus en détail à cette asymétrie attentionnelle : est-ce un effet dû à la spécificité du système auditif comme système d'« alerte », ou est-ce simplement une particularité des stimuli utilisés ?

Nous avons étudié l'influence de catégories sémantiques ayant une pertinence biologique ou non (animaux ou moyens de transport)

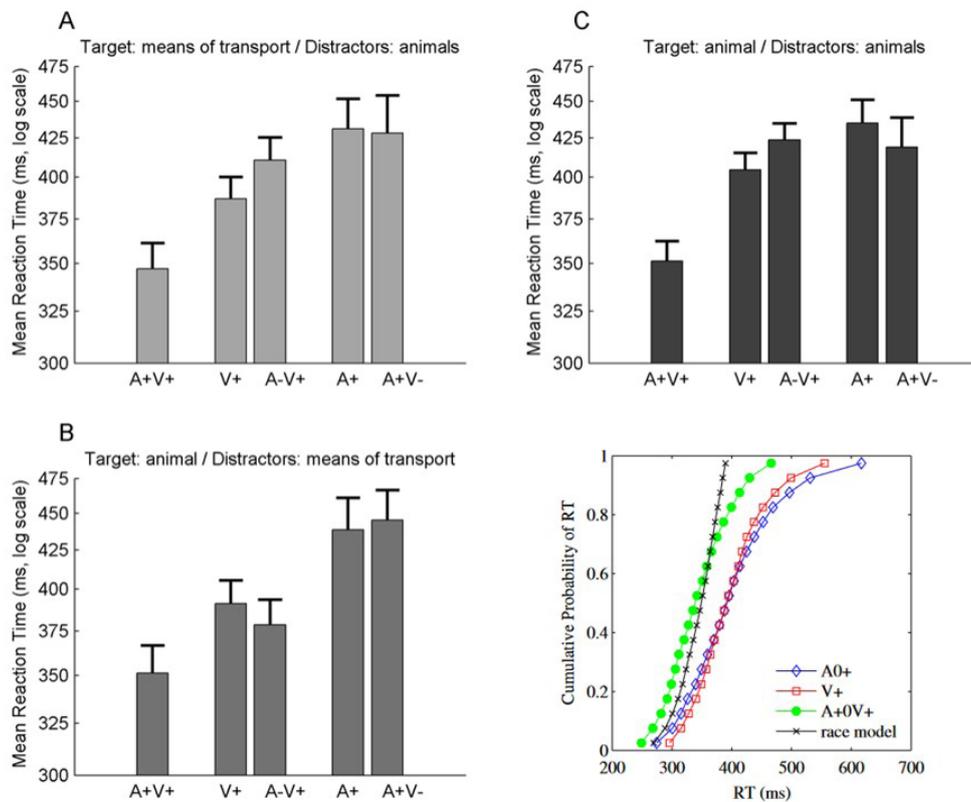


Figure 8. Temps de reconnaissance pour différents couples cibles / distracteurs : le A représente le canal auditif, V le visuel ; le + indique la modalité cible, le - la modalité distractive. Il est impossible d'ignorer un distracteur auditif, lorsque celui-ci est un son naturel (ici, d'animal). Le graphique en bas à droite illustre l'effet d'intégration auditive : les temps de réaction de la condition bimodale sont plus rapides qu'une simple facilitation statistique basée sur les temps unimodaux (race model). Adapté de (Suied et al., 2009) et (Suied & Viaud-Delmon, 2009)

en faisant varier systématiquement les catégories et les relations inter-catégories des objets cibles et des objets distracteurs (Suied & Viaud-Delmon, 2009). Le protocole utilisé était similaire à celui de l'expérience précédente. Pour la reconnaissance simple, aucune différence de temps de réaction n'a été observée entre les deux catégories sémantiques (animaux et moyens de transport) que ce soit en cible auditive, visuelle ou visuo-auditive. Ce résultat confirme et étend ceux obtenus précédemment par (VanRullen & Thorpe, 2001). L'expérience confirme également l'un des résultats précédents : il est possible d'ignorer un distracteur visuel. Cependant, nous avons précisé les conditions de l'effet d'interférence auditive. Il n'est observé que lorsque le distracteur auditif est un animal, et ce quelle que soit la cible (moyens de transport ou animal) (Figure 8). Un son naturel, ici son d'animal, ne peut donc pas être ignoré.

Ces résultats suggèrent là encore un traitement spécifique des sons naturels ; reste à déterminer si ces résultats peuvent être expliqués uniquement par certains traits acoustiques, ou s'il est nécessaire de considérer également un modèle de la mémoire sémantique.

6. DISCUSSION

Les études présentées jusqu'ici ont permis de mettre à jour une spécificité perceptive des sons naturels. Cette spécificité perceptive repose probablement sur un ensemble d'indices auditifs utiles. Les indices utiles à la reconnaissance sont vraisemblablement des traits distinctifs, spécifiques à une source sonore (Pressnitzer et al., 2015). Ces traits sont appris par l'expérience et sont choisis au sein d'un espace de traits potentiels qui peut être extrêmement vaste. Par exemple, le grain tout particulier de la voix d'un ami est peut-être unique, et c'est ce qui nous permet de le reconnaître instantanément. Les traits ainsi définis sont conceptuellement très différents des dimensions perceptives : un trait ne s'applique pas nécessairement à toutes les sources sonores ; en fait, c'est précisément parce que le trait est spécifique à peu de sources (ou même à une seule source) qu'il pourrait être une base efficace pour la reconnaissance. Cette proposition permet

CES RÉSULTATS SUGGÈRENT LÀ ENCORE UN TRAITEMENT SPÉCIFIQUE DES SONS NATURELS ; RESTE À DÉTERMINER SI CES RÉSULTATS PEUVENT ÊTRE EXPLIQUÉS UNIQUEMENT PAR CERTAINS TRAITS ACOUSTIQUES, OU S'IL EST NÉCESSAIRE DE CONSIDÉRER ÉGALEMENT UN MODÈLE DE LA MÉMOIRE SÉMANTIQUE.

d'interpréter l'avantage comportemental observé pour certaines classes de sons comme la voix humaine, alors que ces sons ne se distinguaient que très peu des autres sources sonores, d'un point de vue acoustique. Une étude récente va dans le sens de cette proposition (Piazza et al., 2018) : les auteurs ont montré un effet robuste d'adaptation perceptive au timbre de sons naturels (et pas à ses dimensions perceptives individuelles, comme le centroïde spectral par exemple).

Dans nos travaux, l'emphase est mise sur le lien entre une tâche comportementale qui est valide écologiquement (tâche de reconnaissance de sources sonores)

avec des stimuli pertinents (des sons naturels bien contrôlés). En reprenant ici l'argument de (Krakauer et al., 2017), cette approche, qui promeut l'étude méticuleuse du comportement associé à des stimuli écologiquement valides, devrait aider, in fine, à la découverte de circuits neuronaux sous-tendant un comportement naturel et réaliste. Enfin, de très récentes études ont mis en évidence l'intérêt de considérer la particularité des sons ou scènes auditives naturelles pour mieux caractériser les pertes auditives (Miller-Viacava et al., 2024), et, in fine, améliorer la qualité de vie des patients porteurs de prothèses auditives (Lelic et al., 2024)

RÉFÉRENCES

- Agus, T. R., Paquette, S., Suied, C., Pressnitzer, D., & Belin, P. (2017). Voice selectivity in the temporal voice area despite matched low-level acoustic cues. *Scientific Reports*, 7(1), 11526. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-11684-1>
- Agus, T. R., Suied, C., Thorpe, S. J., & Pressnitzer, D. (2012). Fast recognition of musical sounds based on timbre. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(5), 4124-4133. <https://doi.org/10.1121/1.3701865>
- Arnal, L. H., Flinker, A., Kleinschmidt, A., Giraud, A.-L., & Poeppel, D. (2015). Human Screams Occupy a Privileged Niche in the Communication Soundscape. *Current Biology*, 25(15), 2051-2056. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2015.06.043>
- Arnal, L. H., Kleinschmidt, A., Spinelli, L., Giraud, A.-L., & Mégevand, P. (2019). The rough sound of salience enhances aversion through neural synchronisation. *Nature Communications*, 10(1), 3671. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-11626-7>
- Ballas, J. A. (1993). Common factors in the identification of an assortment of brief everyday sounds. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19(2), 250-267. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.19.2.250>
- Bufacchi, R. J. (2017). Approaching threatening stimuli cause an expansion of defensive peripersonal space. *Journal of Neurophysiology*, 118(4), 1927-1930. <https://doi.org/10.1152/jn.00316.2017>
- Canzoneri, E., Magosso, E., & Serino, A. (2012). Dynamic Sounds Capture the Boundaries of Peripersonal Space Representation in Humans. *PLoS ONE*, 7(9), e44306. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0044306>
- Carlson, R., Granström, B., & Fant, G. (s. d.). Some studies concerning perception of isolated vowels. 30.
- Cavanagh, P. (2005). The artist as neuroscientist. *Nature*, 434(7031), 301-307. <https://doi.org/10.1038/434301a>
- Cusack, R., & Carlyon, R. P. (2003). Perceptual asymmetries in audition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 29(3), 713-725. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.29.3.713>
- Fastl, H., & Zwicker, E. (2007). Roughness. In H. Fastl & E. Zwicker (Éds.), *Psychoacoustics: Facts and Models* (p. 257-264). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-68888-4_11
- Giard, M. H., & Peronnet, F. (1999). Auditory-Visual Integration during Multimodal Object Recognition in Humans: A Behavioral and Electrophysiological Study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 11(5), 473-490. <https://doi.org/10.1162/089989299563544>
- Gosselin, F., & Schyns, P. G. (2002). RAP: a new framework for visual categorization. 8.
- Gray, G. W. (1942). Phonemic microtomy: The minimum duration of perceptible speech sounds. *Speech Monographs*, 9(1), 75-90. <https://doi.org/10.1080/03637754209390064>
- Grey, J. M. (1977). Multidimensional perceptual scaling of musical timbres. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 61(5), 1270-1277. <https://doi.org/10.1121/1.381428>
- Gygi, B., Kidd, G. R., & Watson, C. S. (2004). Spectral-temporal factors in the identification of environmental sounds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(3), 1252-1265. <https://doi.org/10.1121/1.1635840>
- Gygi, B., Kidd, G. R., & Watson, C. S. (2007). Similarity and categorization of environmental sounds. *Perception and Psychophysics*, 69(6), 839-855. <https://doi.org/10.3758/BF03193921>
- Hromádka, T., & Zador, A. M. (2009). Representations in auditory cortex. *Current Opinion in Neurobiology*, 19(4), 430-433. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2009.07.009>
- Isnard, V., Chastres, V., Viaud-Delmon, I., & Suied, C. (2019). The time course of auditory recognition measured with rapid sequences of short natural sounds. *Scientific Reports*, 9(1), 8005. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-43126-5>
- Isnard, V., Taffou, N., Viaud-Delmon, I., & Suied, C. (2016). Auditory Sketches: Very Sparse Representations of Sounds Are Still Recognizable. *PLOS ONE*, 11(3), e0150313. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150313>
- Kaya, E. M., Huang, N., & Elhilali, M. (2020). Pitch, Timbre and Intensity Interdependently Modulate Neural Responses to Salient Sounds. *Neuroscience*, 440, 1-14. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2020.05.018>
- Keller, P., & Stevens, C. (2004). Meaning From Environmental Sounds: Types of Signal-Referent Relations and Their Effect on Recognizing Auditory Icons. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 10(1), 3-12. <https://doi.org/10.1037/1076-898X.10.1.3>
- Kothinti, S. R., Huang, N., & Elhilali, M. (2021). Auditory salience using natural scenes: An online study. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 150(4), 2952-2966. <https://doi.org/10.1121/10.0006750>
- Krakauer, J. W., Ghazanfar, A. A., Gomez-Marín, A., MacIver, M. A., & Poeppel, D. (2017). Neuroscience Needs Behavior: Correcting a Reductionist Bias. *Neuron*, 93(3), 480-490. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2016.12.041>
- Krimphoff, J., McADAMS, S., & Winsberg, S. (1994). Caractérisation du timbre des sons complexes. II. Analyses acoustiques et quantification psychophysique. *Le Journal de Physique IV*, 04(C5), C5-625-C5-628. <https://doi.org/10.1051/jp4:19945134>
- Laudanski, J., Edeline, J.-M., & Huetz, C. (2012). Differences between Spectro-Temporal Receptive Fields Derived from Artificial and Natural Stimuli in the Auditory Cortex. *PLoS ONE*, 7(11), e50539. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0050539>
- LeDoux, J. E., & Brown, R. (2017). A higher-order theory of emotional consciousness. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 114(10). <https://doi.org/10.1073/pnas.1619316114>
- Lelic, D., Picou, E., Shafiro, V., & Lorenzi, C. (2024). Sounds of Nature and Hearing Loss: A Call to Action. *Ear & Hearing*. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001601>
- Liégeois-Chauvel, C., Musolino, A., Badier, J. M., Marquis, P., & Chauvel, P. (1994). Evoked potentials recorded from the auditory cortex in man: Evaluation and topography of the middle latency components. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 92(3), 204-214. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90064-7](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90064-7)
- Lin, I.-F., Agus, T. R., Suied, C., Pressnitzer, D., Yamada, T., Komine, Y., Kato, N., & Kashino, M. (2016). Fast response to human voices in autism. *Scientific Reports*, 6(1), 26336. <https://doi.org/10.1038/srep26336>
- Macmillan, N. A., & Creelman, C. D. (2004). : A User's Guide (2e éd.). Psychology Press. <https://doi.org/10.4324/9781410611147>
- Mandel, M. I., Yoho, S. E., & Healy, E. W. (2016). Measuring time-frequency importance functions of speech with bubble noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 140(4), 2542-2553. <https://doi.org/10.1121/1.4964102>
- Massaro, D. W. (1972). Preperceptual images, processing time, and perceptual units in auditory perception. *Psychological Review*, 79(2), 124-145. <https://doi.org/10.1037/h0032264>
- McAdams, S., Winsberg, S., Donnadieu, S., De Soete, G., & Krimphoff, J. (1995). Perceptual scaling of synthesized musical timbres: Common dimensions, specificities, and latent subject classes. *Psychological Research*, 58(3), 177-192. <https://doi.org/10.1007/BF00419633>
- McDermott, J. H., & Simoncelli, E. P. (2011). Sound Texture Perception via Statistics of the Auditory Periphery: Evidence from Sound Synthesis. *Neuron*, 71(5), 926-940. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2011.06.032>
- Miller, J. (1982). Divided attention: Evidence for coactivation with redundant signals. *Cognitive Psychology*, 14(2), 247-279. [https://doi.org/10.1016/0010-0285\(82\)90010-X](https://doi.org/10.1016/0010-0285(82)90010-X)
- Miller-Viacava, N., Lazard, D., Delmas, T., Krause, B., Apoux, F., & Lorenzi, C. (2024). Sensorineural hearing loss alters auditory discrimination of natural soundscapes. *International Journal of Audiology*, 63(10), 809-818. <https://doi.org/10.1080/14992027.2023.2272559>
- Molholm, S. (2004). Multisensory Visual-Auditory Object Recognition in Humans: A High-density Electrical Mapping Study. *Cerebral Cortex*, 14(4), 452-465. <https://doi.org/10.1093/cercor/bbh007>
- Nelken, I., Rotman, Y., & Yosef, O. B. (1999). Responses of auditory-cortex neurons to structural features of natural sounds. *Nature*, 397(6715), 154-157. <https://doi.org/10.1038/16456>

Ocelli, F., Suied, C., Pressnitzer, D., Edeline, J.-M., & Gourévitch, B. (2016). A Neural Substrate for Rapid Timbre Recognition? Neural and Behavioral Discrimination of Very Brief Acoustic Vowels. *Cerebral Cortex*, 26(6), 2483-2496. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhv071>

Petocz, A., Keller, P. E., & Stevens, C. J. (2008). Auditory warnings, signal-referent relations, and natural indicators: Re-thinking theory and application. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 14(2), 165-178. <https://doi.org/10.1037/1076-898X.14.2.165>

Piazza, E. A., Theunissen, F. E., Wessel, D., & Whitney, D. (2018). Rapid Adaptation to the Timbre of Natural Sounds. *Scientific Reports*, 8(1), 13826. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-32018-9>

Plumbley, M. D., Blumensath, T., Daudet, L., Gribonval, R., & Davies, M. E. (2010). Sparse Representations in Audio and Music: From Coding to Source Separation. *Proceedings of the IEEE*, 98(6), 995-1005. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2009.2030345>

Robinson, K., & Patterson, R. D. (1995a). The Duration Required to Identify the Instrument, the Octave, or the Pitch Chroma of a Musical Note. *Music Perception*, 13(1), 1-15. <https://doi.org/10.2307/40285682>

Robinson, K., & Patterson, R. D. (1995b). The stimulus duration required to identify vowels, their octave, and their pitch chroma. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 98(4), 1858-1865. <https://doi.org/10.1121/1.414405>

Sell, C., Suied, C., Elhilali, M., & Shamma, S. (2015). Perceptual susceptibility to acoustic manipulations in speaker discrimination. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 137(2), 911-922. <https://doi.org/10.1121/1.4906826>

Serino, A. (2019). Peripersonal space (PPS) as a multisensory interface between the individual and the environment, defining the space of the self. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 99, 138-159. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.01.016>

Shannon, R. V., Zeng, F.-G., Kamath, V., Wygonski, J., & Ekelid, M. (1995). Speech Recognition with Primarily Temporal Cues. *Science*, 270(5234), 303-304. <https://doi.org/10.1126/science.270.5234.303>

Smith, E. C., & Lewicki, M. S. (2006). Efficient auditory coding. *Nature*, 439(7079), 978-982. <https://doi.org/10.1038/nature04485>

Stanton, N., & Edworthy, J. (1998). Auditory affordances in the intensive treatment unit. *Applied Ergonomics*, 29(5), 389-394. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(97\)00064-1](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(97)00064-1)

Stein, B. E., & Meredith, M. A. (1993). *The merging of the senses* (p. xv, 211). The MIT Press.

Suied, C., Agus, T. R., Thorpe, S. J., Mesgarani, N., & Pressnitzer, D. (2014). Auditory gist: Recognition of very short sounds from timbre cues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 135(3), 1380-1391. <https://doi.org/10.1121/1.4863659>

Suied, C., Agus, T. R., Thorpe, S. J., & Pressnitzer, D. (2013). Processing of Short Auditory Stimuli: The Rapid Audio Sequential Presentation Paradigm (RASPP). In B. C. J. Moore, R. D. Patterson, I. M. Winter, R. P. Carlyon, & H. E. Gockel (Éds.), *Basic Aspects of Hearing* (Vol. 787, p. 443-451). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1590-9_49

Suied, C., Bonneel, N., & Viaud-Delmon, I. (2009). Integration of auditory and visual information in the

recognition of realistic objects. *Experimental Brain Research*, 194(1), 91-102. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1672-6>

Suied, C., Drémeau, A., Pressnitzer, D., & Daudet, L. (2013). Auditory Sketches: Sparse Representations of Sounds Based on Perceptual Models. In M. Aramaki, M. Barthelet, R. Kronland-Martinet, & S. Ystad (Éds.), *From Sounds to Music and Emotions* (Vol. 7900, p. 154-170). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-41248-6_9

Suied, C., Susini, P., McAdams, S., & Patterson, R. D. (2010). Why are natural sounds detected faster than pips? *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(3), EL105-EL110. <https://doi.org/10.1121/1.3310196>

Suied, C., & Viaud-Delmon, I. (2009). Auditory-Visual Object Recognition Time Suggests Specific Processing for Animal Sounds. *PLoS ONE*, 4(4), e5256. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0005256>

Taffou, M., Suied, C., & Viaud-Delmon, I. (2021). Auditory roughness elicits defense reactions. *Scientific Reports*, 11, 1-11. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-79767-0>

Theunissen, F. E., & Elie, J. E. (2014). Neural processing of natural sounds. *Nature Reviews Neuroscience*, 15(6), 355-366. <https://doi.org/10.1038/nrn3731>

VanRullen, R., & Thorpe, S. J. (2001). The Time Course of Visual Processing: From Early Perception to Decision-Making. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 13(4), 454-461. <https://doi.org/10.1162/0899290152001880>

Warren, W. H., & Verbrugge, R. R. (s. d.). Auditory Perception of Breaking and Bouncing Events: A Case Study in Ecological Acoustics. 9.

Famille Céru, leur ouïe est « inouïe »

GAMME COMPLÈTE DE GOUTTES AURICULAIRES



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

**CLARA
BALESTRA**



PRIX DE LA
MEILLEURE
PRÉSENTATION
ORALE 2024
AUDIOPROTHÉSISTE
D.E
ANCIENNE ÉLÈVE DE
L'ÉCOLE DE LYON

**UTILITÉ DES MESURES DES PROPRIÉTÉS
ACOUSTIQUES DE LA « CAVITÉ RÉSIDUELLE »
POUR COMPRENDRE LES RÉGLAGES
AUDIOPROTHÉTIQUES**

Lors de l'adaptation des aides auditives, plusieurs approches peuvent être réalisées pour proposer au patient un réglage adapté à sa perte d'audition.

Parmi elles, certains audioprothésistes décident d'opter pour la mesure In vivo. Utilisée conjointement à une méthodologie d'appareillage telle que NAL-NL2 ou DSL V5 par exemple, la mesure In vivo permet de mesurer objectivement le niveau de pression sonore à proximité du tympan (en anglais "SPL" signifiant Sound Pressure Level). De cette façon, l'audioprothésiste peut identifier avec précision les fréquences auxquelles le patient présente des difficultés et ajuste alors les aides auditives en conséquence.

Ainsi, avec cette approche "sur mesure", on pourrait penser qu'en s'accolant aux cibles, notre réglage serait la solution adaptée pour le patient et que l'audibilité de la parole serait par conséquent garantie.

Néanmoins, il arrive parfois que nous ayons du mal à obtenir les résultats attendus.

Oui, la perception sonore dépend du SPL au tympan réel, mais ce dernier est-il une information suffisante pour parvenir à un réglage à la fois confortable et efficace ? N'y a-t-il pas d'autres éléments à analyser pouvant influencer cette variable ? Avons-nous pris en compte toutes les caractéristiques uniques de la cavité résiduelle du patient ? Qu'en est-il de l'impédance de l'oreille ?

Ainsi, l'objectif principal de ce mémoire est d'évaluer l'utilité des mesures des caractéristiques de cavité résiduelle pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques.

Figure 1. Cavité résiduelle = Volume d'air + Volume du tympan (Micheyl, 2024).

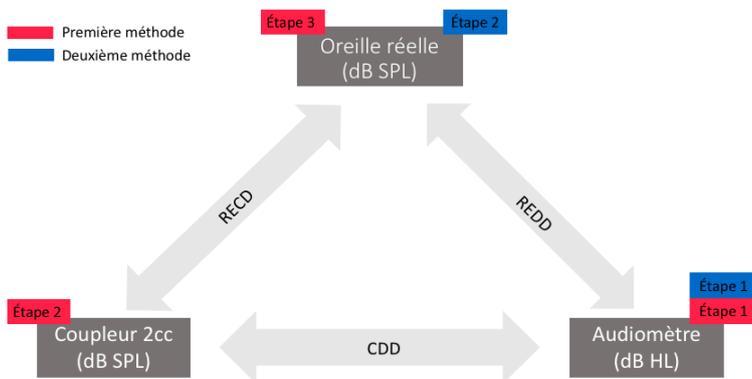
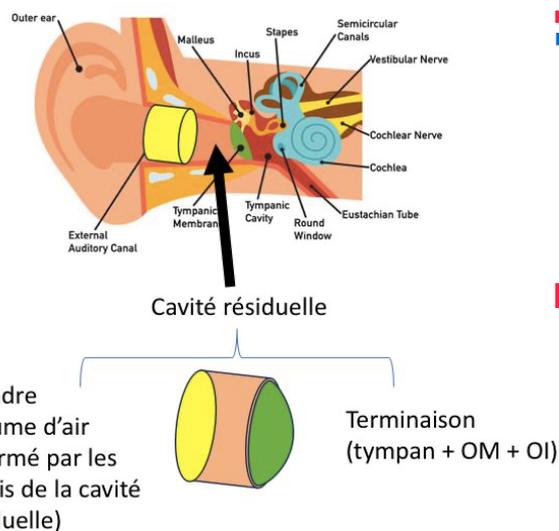


Figure 2. Relations entre les mesures électroacoustiques (Gustafson, S. et al, 2013).

1. MATÉRIEL ET METHODE

1.1. OBJECTIF DE L'ÉTUDE

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'utilité des mesures de la cavité résiduelle du malentendant pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Spécifiquement, nous examinerons si ces mesures permettent de mieux prédire la réponse au tympan en dB SPL. En effet, il peut arriver qu'on obtienne un dB SPL au tympan différent de celui auquel on se serait attendu. La question ici est de comprendre, à travers les mesures des caractéristiques de cavité résiduelle, ce qui justifie cette discordance pour pouvoir mieux la corriger. Pour ce faire, nous chercherons à voir dans quelle mesure on peut expliquer la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD sur la base des variations interindividuelles du volume résiduel.

1.2. CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES

À l'exception de l'impédance de l'oreille, toutes les mesures utilisées dans ce mémoire peuvent être utilisées dans la pratique clinique audioprothétique courante. L'objectif du mémoire n'est pas simplement, ou principalement, d'accumuler des connaissances théoriques, mais de permettre aux cliniciens d'améliorer leurs pratiques grâce à un ajustement de réglages audioprothétiques plus et mieux fondés sur des données et des preuves (mesures électro-acoustiques et psychoacoustiques). Tout ceci a pour but ultime de permettre aux malentendants appareillés de bénéficier de réglages mieux adaptés individuellement, et par conséquent, d'une plus grande efficacité prothétique.

1.3. POPULATION ÉTUDIÉE

1. LES GROUPES

Pour cette étude, la population étudiée est composée de 32 participants répartis en trois groupes. Chaque volontaire est sélectionné selon des critères bien précis.

Le premier groupe (Groupe A) est constitué de 17 participants sans antécédent ORL avec des CAE de volume standard et dont l'otoscopie n'a pas révélé d'anomalie au niveau des tympans. Cela peut être des patients appareillés sans pathologie particulière, si ce n'est la perte d'audition liée à l'âge, ou bien simplement des participants sans perte auditive acceptant de prêter leurs oreilles pour la réalisation de ce mémoire.

Ensuite, nous avons les individus du groupe suspect (Groupe B). Il s'agit là de 9 patients pour lesquelles on suspecte des anomalies possibles au niveau de l'oreille moyenne.

Ces doutes sont fondés sur la base de l'anamnèse (otospongiose, otites) et/ou de

l'otoscopie (un tympan rétracté ou de couleur inhabituelle).

Enfin, le dernier groupe est formé de 6 patients pour lesquelles une pathologie de l'oreille moyenne a été avérée par l'ORL : il s'agit du groupe pathologique (Groupe C). Pour certains, des opérations pour exostoses ou mastoïdites ont pu avoir lieu et pour d'autres des Rinnes ont pu être mis en évidence à l'audiométrie tonale.

Au cours de cette étude, les participants réalisent l'intégralité des tests, le but étant de s'intéresser aux variations des résultats de mesures entre les groupes puis de comparer la corrélation des mesures entre elles indépendamment des groupes.

2. CRITÈRES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION

Les participants à l'étude doivent être majeurs et avoir un conduit auditif dégagé. Sera exclu toute personne présentant des acouphènes, une hyper-acousie ou une surdité fluctuante telle que le syndrome de Ménière. De même, les participants ayant une perforation tympanique, une cavité d'évidement ou toute autre anomalie incompatible avec le port d'appareils auditifs ou à la réalisation de mesure d'oreille réelle (REM) ne pourront participer à cette étude.

1.4. HYPOTHÈSES

Pour répondre à ce sujet, nous avons établi deux hypothèses découlant d'une hypothèse générale : les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD, incontestablement reliées au SPL au tympan, sont influencées par les dimensions de la cavité résiduelle et l'impédance tympanique.

Hypothèse 1 : Les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD tendent à diminuer avec l'augmentation du volume d'air de la cavité résiduelle.

Hypothèse 2 : Les mesures électroacoustiques du RECD et du REDD tendent à diminuer avec l'augmentation de la compliance du tympan.

Parallèlement, nous énonçons une autre hypothèse concernant les patients du groupe B et C :

Hypothèse 3 : Les mesures des patients présentant un historique inhabituel au niveau de l'oreille moyenne sont sujettes à plus de variabilité et ont tendance à s'écarter de la norme standard.

1.5. MATÉRIEL UTILISÉ

Cette étude, réalisée dans une cabine insonorisée, nécessite le matériel suivant :

L'OBJECTIF PRINCIPAL DE CETTE ÉTUDE EST D'ÉVALUER L'UTILITÉ DES MESURES DE LA CAVITÉ RÉSIDUELLE DU MALENTENDANT POUR MIEUX COMPRENDRE LES RÉGLAGES AUDIOPROTHÉTIQUES.

- Le système Aurical de Natus prenant en charge l'audiomètre intégré l'unité PMM (Probe Microphone Measurement) qui permet de réaliser des mesures in-vivo ou oreilles réelles (REM) avec l'outil Aurical Freefit, la chaîne de mesure avec l'Aurical HIT et enfin la vidéo-otoscopie avec l'Aurical Otocam 300.
- Le logiciel Otosuite de Natus
- Le système de diagnostic HearID permettant l'accès au module MEPA3 (module d'immittance acoustique à large bande pour l'analyse de la puissance de l'oreille moyenne) (Mimosa Acoustics) (26) et le matériel permettant de réaliser ces mesures.
- La Verifit 2 de chez Audioscan nous permettant de réaliser la mesure du REDD
- Deux haut-parleurs
- Un casque TDH39
- Des inserts et embouts mousses EARLINK de différentes tailles (3A, 3B)
- Un vibreur osseux B71
- Deux ordinateurs : un ordinateur fixe pour visualiser et enregistrer les mesures effectuées par le système Aurical et la Verifit 2 et un ordinateur portable dans lequel est téléchargé le système de diagnostic HearID.

1.6. PROTOCOLE

Pour cette étude, nous n'avons pas besoin de faire venir au centre le participant plusieurs fois. Toutes les mesures sont effectuées sur les deux oreilles du participant (sauf pour un patient ayant une oreille cophotique) lors d'un rendez-vous d'1h15.

Dans un premier temps, nous réalisons l'otoscopie à l'aide de l'Otocam 300. Cet examen du conduit auditif externe est primordial pour cette étude. En effet, il permet d'abord de vérifier que l'oreille est

bien dégagée mais aussi d'appréhender les dimensions du méat acoustique externe dans le but de choisir, pour la suite des tests, la mousse à insérer et l'embout mousse adapté.

Par la suite, nous mesurons les caractéristiques acoustiques de l'oreille moyenne à travers le module MEPA3. Concrètement, la sonde MEPA3 délivre un son dans le conduit auditif externe. Une partie du son est absorbée par l'oreille moyenne et le reste est réfléchi dans le conduit auditif externe. Le logiciel peut alors mesurer et tracer la réflectance de puissance, nous donnant une indication précieuse sur la transmission du son au sein de l'oreille moyenne mais aussi nous permettant de calculer le volume de la cavité résiduelle de nos participants.

La troisième étape de ce protocole consiste à réaliser certaines mesures in-vivo, nous donnant des informations sur les caractéristiques anatomiques de conduit auditif externe.

Après avoir calibré les tubes sondes, on positionne ces derniers dans l'oreille du participant et effectuons la mesure du REUG.

Par la suite, nous réalisons la mesure du RECD respectant la procédure suivante.

La première étape est celle de la mesure de la réponse du coupleur 2cc. Nous utilisons un embout mousse EARLINK relié au tube RECD, lui-même relié à l'écouteur du collier Free Fit. Cet ensemble est ensuite positionné sur l'adaptateur HA1 lui-même disposé sur notre coupleur 2cc de la HIT.

Nous lançons la mesure pour le côté droit et faisons la même chose à gauche. Une fois terminée, la réponse du coupleur est enregistrée et il n'est plus nécessaire de la refaire pour les participants suivants.

Figure 3. Ensemble de cavité d'étalonnage.

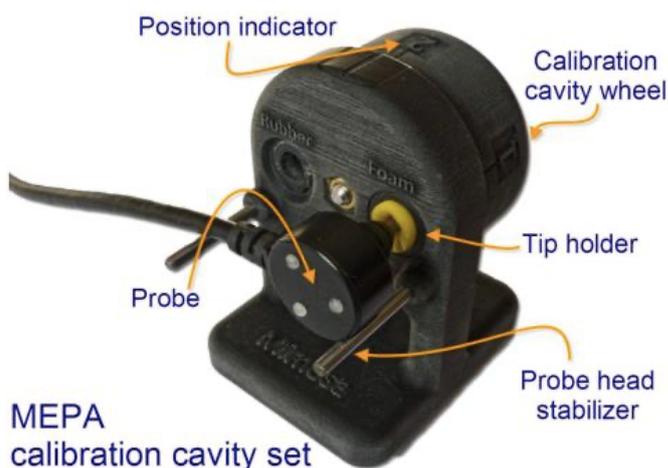


Figure 4. Coupleur HA1 avec embout en mousse EARLINK (logiciel Otometrics).



Une fois la mesure de la réponse du coupleur effectuée, nous réalisons la mesure du RECD directement dans l'oreille du participant en choisissant la mousse EARLINK adaptée à sa taille de conduit. Après avoir inséré la sonde suffisamment proche du tympan (moins de 5 à 6mm) (Moodie et al, 1994), nous pouvons à présent y ajouter la mousse en prenant le temps de vérifier la bonne étanchéité de cette dernière dans l'oreille du participant.

Après avoir réalisé les mesures REM, vient l'étape de l'audiométrie tonale. Pour cela, nous testons la conduction aérienne et la conduction osseuse de nos participants à l'aide des inserts et de mousses à inserts. La mesure des seuils liminaires est alors réalisée avec une précision de 2 dB.

La dernière mesure de ce protocole n'est pas des moindres. Il s'agit du REDD. A travers la chaîne de mesure Audioscan Verifit 2, nous réalisons tout d'abord l'étape hebdomadaire de l'étalonnage des sondes de mesure in vivo. Par la suite, nous reportons les mesures des seuils réalisés aux inserts sur Otosuite dans le module Audioscan Verifit 2. Nous installons les sondes in vivo dans les méats acoustiques externes de notre participant de la même façon que pour la mesure du REUG, puis nous y plaçons les inserts avec la mousse adaptée à son conduit. Une fois le matériel en place, nous pouvons à présent envoyer, à travers notre audiomètre, des sons purs non pulsés à 70 dB HL de 250 à 8000 Hz. De façon complètement automatique, le REDD est alors calculé fréquence par fréquence donnant ainsi une courbe pour chaque oreille.

2. RÉSULTATS

Pour rappel, les figures suivantes (sauf précisions) sont le résultat des tests effectués sur l'ensemble de nos participants. Cela constitue un panel de 32 individus, tous testés

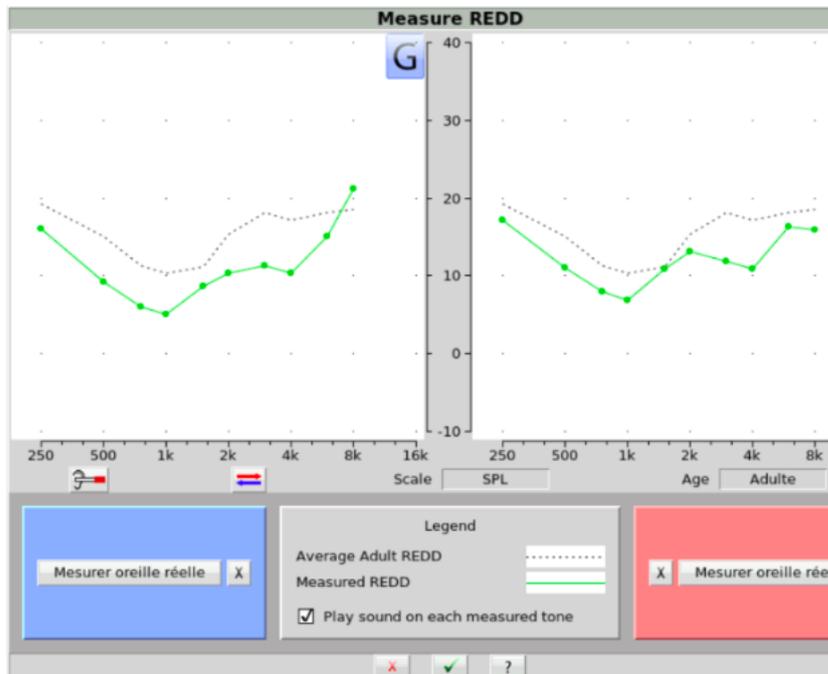


Figure 5. Mesure du REDD oreille droite et oreille gauche réalisée à travers des inserts (Delerce, 2020).

en binaural sauf le dernier patient ayant une cophose au niveau l'oreille droite. Ainsi, nous étudions un échantillon de 63 oreilles.

2.1. SEUIL AUDITIF MOYEN DE L'ÉCHANTILLON TESTÉ

La **figure 6** représente les seuils auditifs tonaux moyens de nos participants réalisés aux inserts.

Au sein de notre échantillon, l'audiogramme tonal moyen révèle une grande variabilité des seuils auditifs sur l'ensemble des fréquences testées.

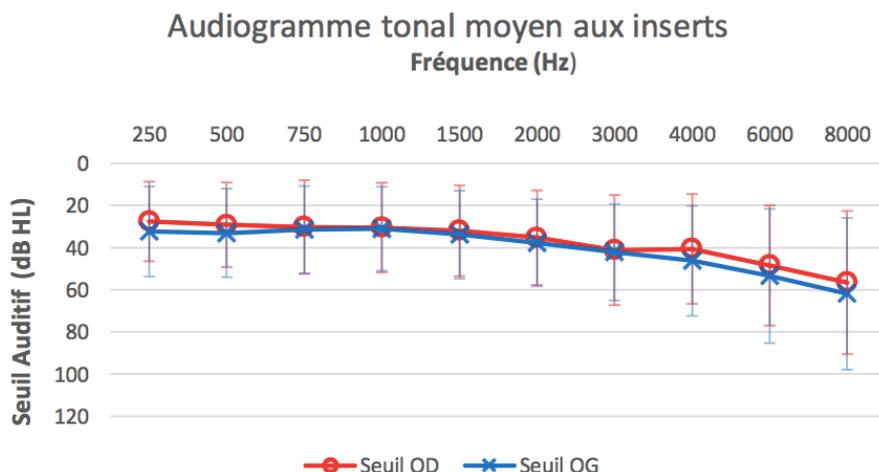


Figure 6. Seuil auditifs tonaux moyens aux inserts.

2.2. VARIABILITÉ INTERINDIVIDUELLE DES MESURES D'OREILLE RÉELLE

La seconde mesure à analyser est celle du RECD mesuré.

La **figure 7** représente les RECD mesurés de l'ensemble de nos participants en fonction des fréquences comprises entre de 200 et 10 000 Hz. Ainsi, à travers cette figure, on observe, malgré le positionnement contrôlé de la sonde et de la mousse lors de la mesure, d'importantes variations du RECD mesuré d'une oreille à l'autre et parfois même entre les oreilles droite et gauche d'un même individu. Néanmoins, en faisant la moyenne des RECD mesurés, on retrouve une valeur proche du RECD standard (norme ANSI S 3.6) sur l'ensemble des fréquences. Dans les BF, le RECD standard semblerait légèrement

au-dessus alors qu'à l'inverse dans les HF ce serait le RECD mesuré moyen qui dominerait.

La **figure 8** nous montre les REDD mesurés chez les mêmes individus moins le RETSPL, le tout en fonction des fréquences. Nous avons choisi de présenter les résultats de cette façon sur ce graphique de sorte qu'ils soient directement comparables aux REDD illustrés dans la figure 7.

Ainsi, à la lecture de ce graphe, on constate une variabilité interindividuelle similaire au résultat précédent avec d'importantes déviations entre les valeurs individuelles et la moyenne du groupe. De la même façon qu'avec le RECD moyen, la moyenne des REDD mesurés reste proche de la norme ANSI S 3.6. Cependant, on remarque une valeur de REDD moyen négative à 250 Hz à la différence de la valeur standard qui semble bien supérieure.

Figure 7. Variabilité interindividuelle du RECD (inserts).

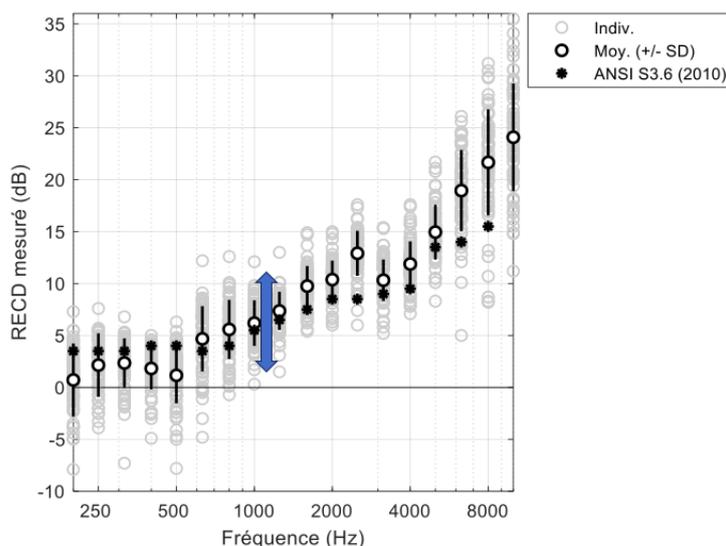
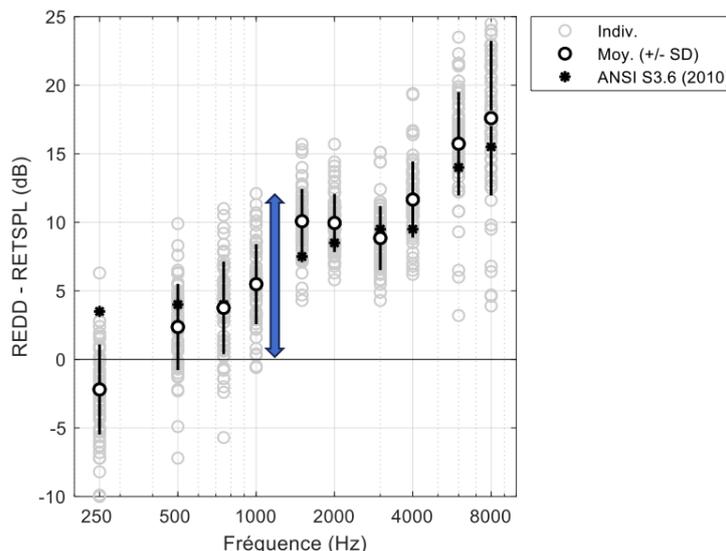


Figure 8. Variabilité interindividuelle du REDD (inserts).



A travers la **figure 9** reprenant les résultats précédents, on arrive à lire, sur un intervalle de confiance à 90%, la plage de variation interindividuelle des mesures de RECD et REDD chez nos participants. Concrètement, on note qu'au sein de notre échantillon, ces mesures varient entre 6 et 12 dB selon les fréquences.

Ainsi, à la lecture de ces trois figures, on comprend qu'une variabilité interindividuelle du RECD et du REDD existe de façon incontestable. La question, à présent, va alors être de savoir si ces variabilités de mesures d'oreille réelle peuvent s'expliquer sur la base des variations interindividuelles de volume résiduel. Pour répondre à cette problématique, il nous faut donc mesurer le volume de la cavité résiduelle de chaque participant. A cette fin, nous avons choisi d'utiliser les mesures d'immitance acoustique à large bande qui nous permettent, à partir de la mesure de réflectance, de calculer un volume.

2.3. RÉFLECTANCE ET VOLUME DE LA CAVITÉ RÉSIDUELLE

Comme expliqué précédemment, au sein de notre échantillon de 32 individus, nous avons créé des groupes à partir de l'anamnèse, de l'otoscopie et du compte rendu ORL de chaque participant. Ainsi, la **figure 10** nous montre les courbes de réflectance mesurées, à travers le module MEPA3, dans les trois groupes définis. Concernant les résultats du groupe A, en prenant l'intervalle de confiance à 95%, on obtient les courbes de réflectance vertes qui correspondent à des réflectances normales selon la littérature (Zwislocki, 1962). De cette façon, les individus de ce groupe auraient

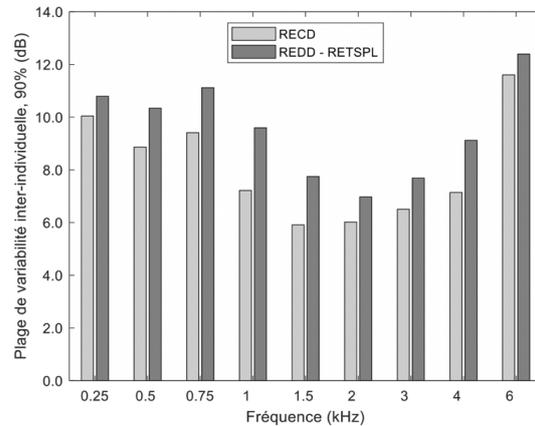


Figure 9. Plage de variation du RECD et du REDD (inserts).

95% de chance de se trouver dans l'intervalle normatif. De plus, sont également considérés comme ayant une réflectance normale les participants ne dépassant pas 10% de la plage fréquentielle. Ainsi, bien que les sujets du groupe A aient été considérés comme n'ayant pas de pathologie de l'OM, on retrouve malgré tout plus de participants avec une réflectance en dehors de l'intervalle normatif qu'ayant un résultat normal : 11/17 contre 6/17.

Dans le groupe B, le même phénomène se produit. Pour 9 participants, 2 ont une réflectance considérée comme normale et 6 ont un résultat en dehors de l'intervalle normatif. Le 9^{ème} individu présente lui une pathologie de l'oreille moyenne uniquement sur l'oreille gauche. Ainsi, cette dernière serait la cause de la 13^{ème} réflectance anormale et la mesure de l'oreille droite donnerait la 5^{ème} courbe verte de ce groupe.

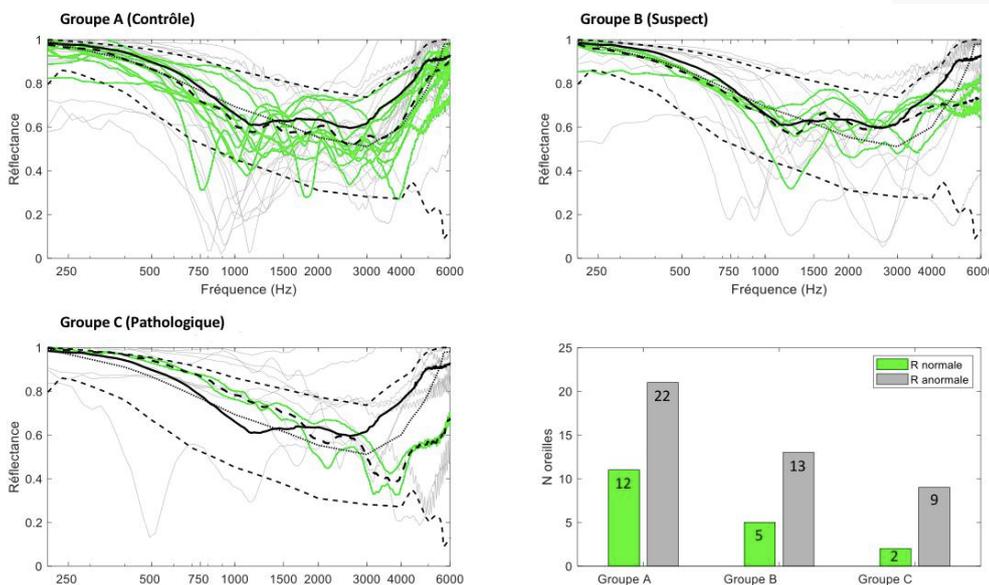


Figure 10. Courbes de réflectance mesurées dans les trois groupes.

Enfin, le groupe C suit lui aussi la même tendance avec plus de participants en dehors de l'intervalle normatif qu'en dedans. Bien que ce groupe soit constitué de sujets ayant des pathologies d'oreilles moyennes avérées, on relève qu'un patient aurait malgré tout une réflectance normale sur les deux oreilles. Parallèlement, les réflectances des 5 autres individus de ce groupe se trouveraient elles en dehors de l'intervalle normatif.

Suite à ces résultats assez surprenants en particulier au sein du groupe A, nous décidons, plutôt que d'utiliser des groupes donnant des résultats un peu arbitraires, de réunir les données de tous nos participants dans le but d'observer des variations du RECD et REDD lorsque le volume de la cavité résiduelle varie.

Ainsi, la **figure 11** représente la réflectance tympanique de l'ensemble de nos participants en fonction des fréquences. En ordonnée, la magnitude de la réflectance, comprise entre 0 et 1, nous indique la proportion de pression acoustique réfléchie au tympan.

De ce fait, à la lecture de ce graphique, on constate que nos résultats, proches de la littérature, révèlent une réflectance minimale entre 1000 et 4000 Hz et plus importante en BF et HF. Dans notre échantillon comme en BF et HF. Dans notre échantillon comme dans la littérature, le tympan aurait donc tendance à réfléchir plutôt les BF et les HF et à laisser passer plus facilement les fréquences médiums (correspondant à la bande passante de l'oreille moyenne).

Figure 11. Représentation des courbes de réflectance tympanique tous groupes confondus.

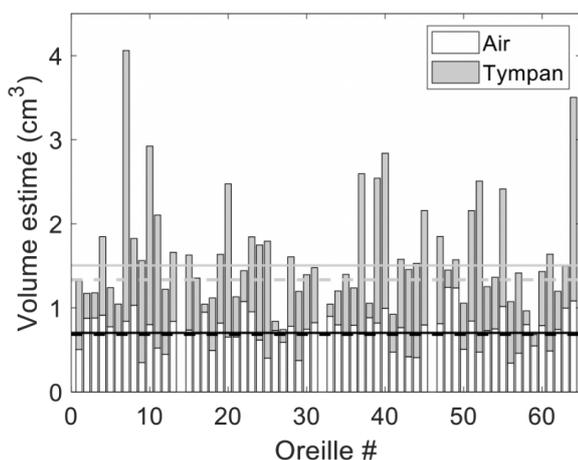
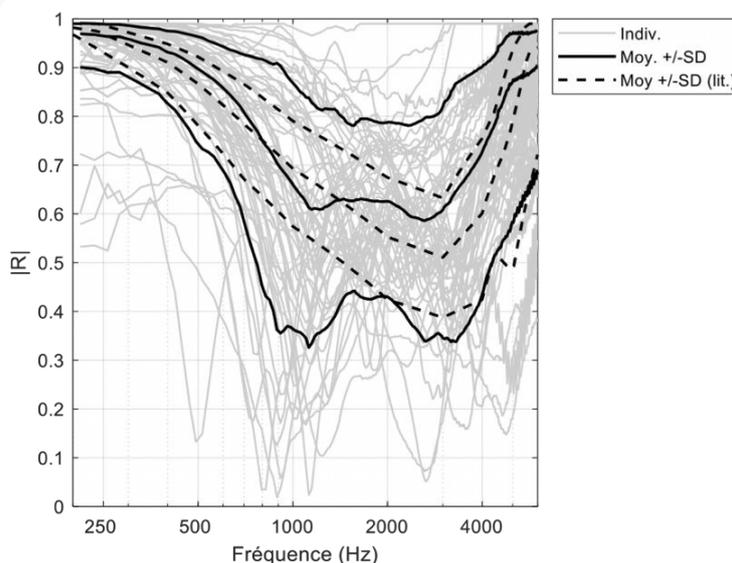


Figure 12. Volumes de la cavité résiduelle pour 63 oreilles.

A partir de la phase de la réflectance mesurée chez nos participants, nous pouvons à présent estimer la longueur « effective » (acoustique) de leurs cavités résiduelles et par la suite leur volume.

Ainsi, sur l'histogramme représenté **figure 12**, on peut lire le volume d'air de chaque oreille, représenté par les rectangles blancs, et également le volume du tympan de chaque oreille, représenté lui par les rectangles gris. En associant ces deux volumes, on finit par obtenir la mesure recherchée : le volume de la cavité résiduelle.

Cette figure laisse également apparaître, les moyennes prédites (dans la partie théorique) des deux volumes constituant celui de la cavité résiduelle : 0,7 cc pour le volume d'air (« cylindre ») et 0,65 cc pour le volume du tympan compliant. Ces moyennes sont représentées sous la forme de droite continue ; noire pour le volume moyen du « cylindre »

Créée par deux audioprothésistes, hearing space est conçue pour permettre aux professionnels de santé de réaliser les tests audiométriques de manière intuitive et enrichir l'expérience patient.

Parfaitement intégrée à Noah®, hearing space vous laisse la maîtrise de vos données.

Envie d'en savoir plus ? Contactez-nous !

 contact@hearing-space.com



hearing-space.com



Hearing Space



Calibration

Vocale

Media

Tonale

Vocale dans le bruit

Localisation spatiale VR

Lecture Labiale

Compte-Rendu

Hearing Space est un dispositif médical de classe I CE, fabriqué par Chiara Softwares. Il est indiqué pour les mesures d'audiométrie clinique. Hearing Space vous permet de réaliser l'ensemble de vos tests auditifs depuis votre ordinateur. Veuillez lire attentivement les instructions figurant dans le manuel d'utilisation.

VOUS ÊTES PLUTOT LINKEDIN, FACEBOOK ou INSTAGRAM ?

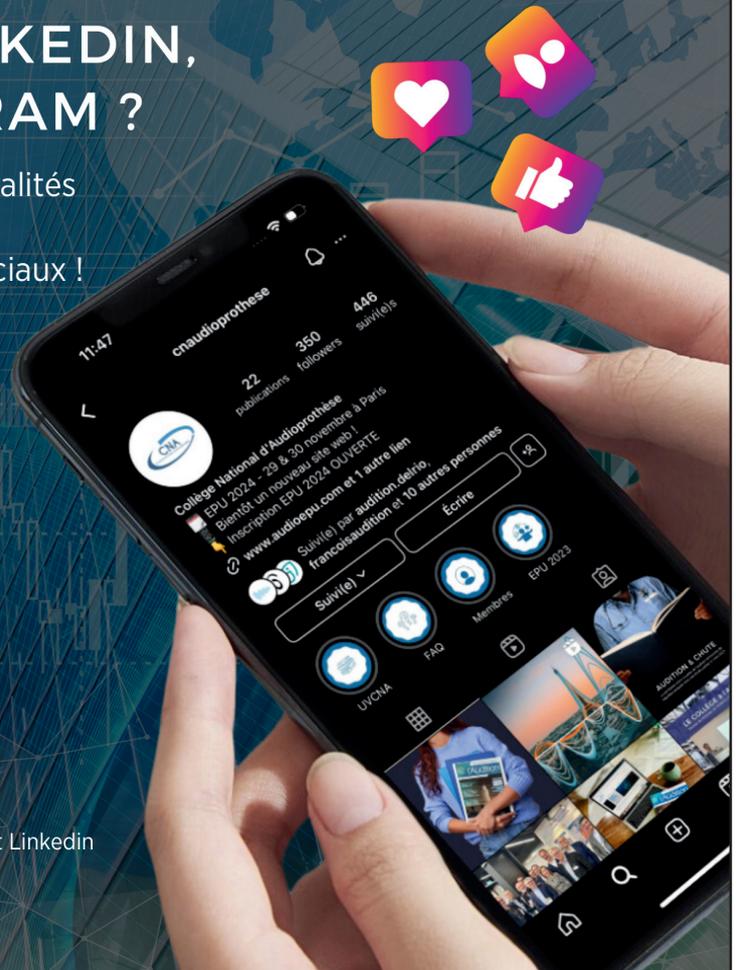
Quel que soit votre choix, suivez toutes les actualités du Collège et échangez avec de nombreux audioprothésistes sur nos différents réseaux sociaux !

ABONNEZ-VOUS

en 1 clic en flashant le QR code ci-dessous !



Disponible également sur Facebook et LinkedIn
@Collège National d'Audioprothèse



et grise pour le volume moyen du tympan compliant associé à celui du « cylindre ».

Enfin, les lignes discontinues symbolisent, quant à elles, les moyennes des volumes estimés au sein de notre échantillon.

Finalement, au sein de notre échantillon, on retrouve un volume d'air moyen identique à celui prédit et une moyenne du volume de la cavité résiduelle légèrement supérieure à celle prédite (1,5 cc pour 1,35 prédit).

2.4. CORRÉLATIONS

Après avoir analysé une à une les mesures effectuées et vérifié la fiabilité de leurs

résultats, nous cherchons alors à voir si une corrélation existe entre les mesures d'oreille réelle du RECD et REDD et le volume de la cavité résiduelle (volume d'air + volume du tympan).

Pour ce faire, nous utilisons la corrélation de Pearson.

CORRÉLATIONS VOLUME D'AIR ET RECD/REDD

Dans un premier temps, nous cherchons à voir, à travers la **figure 13**, s'il y a une corrélation entre le volume d'air seul de la cavité résiduelle et les mesures RECD, REDD.

Figure 13. Corrélation entre le volume d'air et le RECD et REDD.

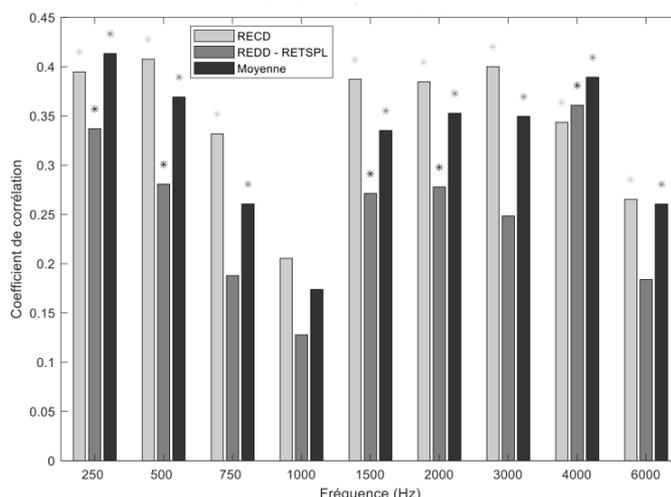
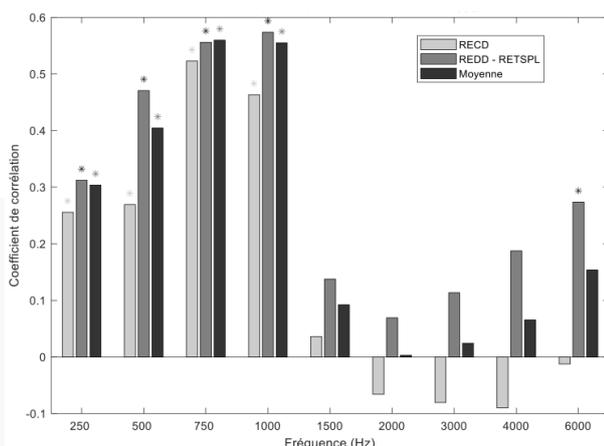


Figure 14. Corrélation entre le volume du tympan et le RECD et REDD (basses fréquences uniquement).



Ainsi, une analyse de corrélation montre que la relation entre le RECD et le volume d'air seul est significative sur toutes notre plage de fréquences ($p < 0.05$) sauf à 1000Hz où on note une corrélation non significative. Concernant le REDD, sa relation avec le volume d'air est significative sauf à certaines fréquences dont 1000Hz.

Pour le RECD et le REDD, dans les fréquences où la corrélation est significative cette dernière est négative. Le volume d'air de la cavité résiduelle varie alors de manière inversement proportionnelle avec le RECD et REDD représentant le niveau de pression au tympan.

CORRÉLATIONS VOLUME DU TYMPAN ET RECD/REDD

Dans un second temps, nous nous intéressons, à travers la **figure 14**, à l'éventuelle corrélation entre le volume du tympan seul et les mesures d'oreille réelle.

Dans ce cas-ci, une analyse de corrélation montre que la relation entre ces deux variables est significative uniquement entre 250 et 1000Hz ($p < 0.05$). En revanche, à partir de 1500 Hz on relève une corrélation non significative.

Dans les BF, la corrélation significative est encore une fois négative, ce qui signifie que le volume du tympan varie de manière inversement proportionnelle avec le RECD et REDD.

3. DISCUSSION

L'objectif de notre étude est d'évaluer l'utilité des mesures de la cavité résiduelle du malentendant pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Une question se pose alors : dans quelle mesure peut-on expliquer la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD sur la base des variations interindividuelles du volume résiduel ?

Pour répondre à cette problématique, plusieurs hypothèses ont été établies.

3.1. INFLUENCE DES DIMENSIONS DE LA CAVITÉ RÉSIDUELLE ET DE L'IMPÉDANCE TYMPANIQUE SUR LE RECD ET LE REDD

Les résultats de notre étude ont permis de répondre à notre première hypothèse traitant de l'impact des caractéristiques de la cavité résiduelle d'un individu sur les mesures d'oreille réelle et donc sur le SPL au tympan.

Ainsi, à travers notre échantillon d'oreilles, nous observons que le volume d'air de la cavité et le volume du tympan influencent les mesures de RECD et REDD.

En effet, le volume d'air de la cavité résiduelle varie de façon inversement proportionnelle au RECD sur toutes les fréquences sauf à 1000Hz. On comprend donc, qu'à l'exception de cette fréquence, plus le volume d'air augmente plus le RECD sera faible. Ceci induit que pour un gros volume d'air de la cavité résiduelle, la pression au tympan (SPL) sera plus basse que pour un volume d'air moins important.

Aussi, d'après notre étude, on obtient la même finalité pour le REDD sur la plupart des fréquences. Cependant, sur les fréquences 750, 1000, 3000 et 6000Hz on ne relève pas de corrélation significative entre le REDD et le volume d'air de la cavité résiduelle. Ce résultat, différent de celui du RECD est difficile à comprendre mais pourrait peut-être s'expliquer par une mauvaise reproductibilité de la mesure. Parallèlement, à la fréquence 1000Hz, la corrélation entre le volume d'air de la cavité et les mesures d'oreille réelle (aussi bien le REDD que le RECD) est non significative. Pour comprendre ce phénomène, il serait sans doute intéressant de s'interroger sur le lien qu'il pourrait y avoir avec nos mesures de réflectance illustrant une valeur minimale à 1000Hz.

Concernant le volume du tympan, on note une corrélation de cette variable avec le RECD et le REDD uniquement sur les basses fréquences (<1500Hz). Ce résultat paraît plutôt logique dans le sens où le tympan est rigide en haute fréquence et compliant en basse fréquence. Sa compliance lui donne alors un volume (0,65 cc) qu'il n'aurait pas en haute fréquence. Ainsi, la variation du volume de la membrane

tympanique influencerait le niveau de pression au tympan uniquement dans les BF de par son absence en HF. Concrètement, le SPL au tympan tendrait à diminuer avec l'augmentation de la compliance du tympan.

Conjointement, on observe un pic sur les fréquences 750 et 1000Hz. Ceci pourrait se justifier par nos mesures de réflectance illustrant une valeur minimale dans cet intervalle. La compliance du tympan y serait donc maximale.

Finalement, on comprend que la variation du volume d'air de la cavité résiduelle pouvant être due à la profondeur d'insertion d'un embout par exemple entraîne une variation du SPL au tympan sur l'intégralité des fréquences comprises entre 250 et 8000Hz, à l'exception de 1000Hz. La compliance du tympan, quant à elle, jouerait un rôle majeur mais uniquement en dessous de 1500Hz.

3.2. PATIENTS AVEC UNE PATHOLOGIE DE L'OREILLE MOYENNE

Initialement, avant de réunir les données de tous nos participants, différents groupes ont été établis : le groupe A constitué d'individus sans pathologie d'oreille moyenne, le groupe B regroupant les participants pour lesquels on suspecte une pathologie et le groupe C avec des patients ayant des pathologies avérées.

On se demande alors si les mesures des patients présentant un historique inhabituel au niveau de l'oreille moyenne (groupe B et C) sont sujettes à plus de variabilité et ont tendance à s'écarter de la norme standard.

Malheureusement, nous ne pouvons pas, à travers cette étude, donner de réponse tranchée sur la question.

En mesurant les réflectances individuelles de nos participants, nous nous rendons compte qu'en effet la majorité des patients du groupe C s'écartent de la norme standard mais qu'un individu, ayant lui aussi une pathologie avérée, a pourtant une réflectance normale. Les résultats du groupe B sont quant à eux très variables du fait de l'incertitude des pathologies de ces participants.

Enfin, l'analyse la plus étrange reste celle du groupe A (non pathologique) avec plus de mesures de réflectances en dehors de l'intervalle normatif que de mesures à l'intérieur.

Ces résultats étonnants pourraient s'expliquer par l'insertion de la mousse, la taille utilisée et surtout l'étanchéité de cette dernière.

L'OBJECTIF DE NOTRE ÉTUDE EST D'ÉVALUER L'UTILITÉ DES MESURES DE LA CAVITÉ RÉSIDUELLE DU MALENTENDANT POUR MIEUX COMPRENDRE LES RÉGLAGES AUDIOPROTHÉTIQUES. UNE QUESTION SE POSE ALORS : DANS QUELLE MESURE PEUT-ON EXPLIQUER LA VARIABILITÉ INTERINDIVIDUELLE DU RECD ET DU REDD SUR LA BASE DES VARIATIONS INTERINDIVIDUELLES DU VOLUME RÉSIDUEL ?

**POUR ALLER PLUS LOIN,
IL SERAIT INTÉRESSANT
DE POURSUIVRE CETTE
ÉTUDE EN INTÉGRANT LES
MESURES D'OREILLE RÉELLE
PERSONNALISÉES DANS LES
AIDES AUDITIVES DES PATIENTS
ET RÉALISER DES TESTS
D'INTELLIGIBILITÉ DANS LE
CALME ET DANS LE BRUIT.**

Finalement, on pourrait conclure, avec des réserves, qu'en moyenne, les patients présentant une pathologie de l'oreille moyenne auraient tendance à s'écarter d'une réflectance standard.

3.3. LIMITES DE L'ÉTUDE

Cette étude nous permet alors de démontrer le rôle des caractéristiques de la cavité résiduelle sur les variations interindividuelles du RECD et REDD et donc sur le SPL au tympan. Néanmoins, des limites existent et il est important d'en avoir connaissance pour pouvoir nuancer nos résultats :

- Nous l'avons vu, les mesures du REDD n'ont pas permis d'obtenir une corrélation avec le volume d'air de la cavité résiduelle sur toutes les fréquences. Aussi, en réitérant la mesure plusieurs fois, nous nous sommes rendu compte que les résultats n'étaient souvent pas identiques. Ainsi, on peut alors se questionner sur la reproductibilité de cette mesure.

- Grâce à cette étude, les résultats obtenus nous ont permis de mieux comprendre la variabilité du SPL au tympan pour mieux adapter l'appareillage à chaque patient mais aucune mesure avec appareil auditif en marche n'a été effectuée. Ainsi, il serait intéressant de poursuivre cette étude avec les mesures d'oreille réelle personnalisées et les aides auditives allumées pour observer des résultats d'intelligibilité du patient avec cette nouvelle adaptation.

- Une question se pose aussi quant à l'étanchéité de la mousse EARLINK pour les mesures de seuils et les mesures d'oreille réelle. En effet, bien que nous ayons choisi une mousse de taille adaptée à chaque oreille participante dans le but d'une obturation

parfaite, des fuites acoustiques sont malgré tout présentes en basse fréquence. De la même façon, l'embout mousse choisi pour la mesure de réflectance doit certainement entraîner lui aussi des fuites acoustiques de façon quasi systématique.

4. CONCLUSION

L'objectif de cette étude a été d'évaluer l'utilité des mesures des caractéristiques de cavité résiduelle pour mieux comprendre les réglages audioprothétiques. Nous avons alors cherché à savoir si la variabilité interindividuelle du RECD et du REDD pouvait s'expliquer par des variations interindividuelles du volume de la cavité résiduelle. Nos résultats ont confirmé l'influence des caractéristiques de la cavité résiduelle sur le RECD et le REDD et donc sur le SPL au tympan.

En effet, on constate qu'une variation du volume d'air de la cavité résiduelle, pouvant être dû à la profondeur d'insertion d'un embout par exemple, entraîne une variation du SPL au tympan sur l'intégralité des fréquences comprises entre 250 et 8000Hz, à l'exception de 1000Hz.

La compliance du tympan, quant à elle, joue un rôle majeur mais uniquement en dessous de 1500Hz avec une corrélation maximale entre 750 et 1000Hz. Concrètement, le SPL au tympan tendraient alors à diminuer avec l'augmentation de la compliance de la membrane tympanique.

Pour aller plus loin, il serait intéressant de poursuivre cette étude en intégrant les mesures d'oreille réelle personnalisées dans les aides auditives des patients et réaliser des tests d'intelligibilité dans le calme et dans le bruit. Cela nous permettrait alors de confirmer l'intérêt de prendre en compte le RECD ou le REDD dans notre adaptation.

On pourrait également se demander si les anomalies observées sur les mesures du RECD (ou REDD) peuvent s'expliquer à travers la réflectance tympanique.

RÉFÉRENCES

AlMakadma, H., Kei, J., Yeager, D., & Feeney, M. P. (2023). *Fundamental Concepts for Assessment and Interpretation of Wideband Acoustic Immittance Measurements*. *Seminars in Hearing*, 44(1), 17-28. <https://doi.org/10.1055/s-0043-1763293>

Bastos, B. G., Ferrari, D. V., & Blasc, W. Q. (2012). *Real ear unaided gain and its relation with the equivalent volume of the external and middle ear*. *International Archives of Otorhinolaryngology*, 16(3), 365-370. <https://doi.org/10.7162/51809-97772012000300011>

BONTEMPS, C. (Décembre 2021). *Les bases acoustiques : Notions*. Majorcom. <https://www.majorcom.fr/les-bases-acoustiques-notions/>

Bossard, J., Salmon, C., Tartenson, C., Turcan, D., Paillat, S. (Juin 2020). *Résonateurs d'Helmholtz*.

Castermans, T., Gillis, P., & Melin, S. (2001). *Cordes et tubes : Des outils d'analyse pour l'acoustique*.

Dancer, A., Rebillard, G. (Janvier 2018). *Audition—Oreille—Cochlée; Oreille*. <http://www.cochlea.eu>

De Jonge, R. (1996). *Real-Ear Measures : Individual Variation and Measurement Error*. In *Hearing Aids : Standards, Options, And Limitations*. (Thieme Medical Publishers).

Delcle, S. (Octobre 2012). *Étude sur les modifications prothétiques induites par un appareillage à évent spirale ou nothing*. *Mémoire d'Audioprothèse*. Université de Lyon 1.

Delerce, X. (Décembre 2020). *REDD : Le retour !!! Le blog de l'Audiologie Prothétique Xavier DELERCE*. <https://leblogaudiologie.com/2020/12/30/redd-le-retour/>

Delerce, X. (Juin 2009). *La réalisation d'un SPLoGram sur Affinity 2*. *Le blog de l'Audiologie Prothétique*. <https://leblogaudiologie.com/2009/06/07/lutilisation-dun-splogram-sur-affinity-2/>

Durand, N. (Septembre 2010). *Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : La mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ? Mémoire d'Audioprothèse*. Université de Montpellier 1.

Gelfand, S (Mars 2016). *Essentials of Audiology*. Fourth Edition. Thieme.

Gustafson, S., Pittman, A., & Fanning, R. (2013). Effects of Tubing Length and Coupling Method on Hearing Threshold and Real-Ear to Coupler Difference Measures. *American Journal of Audiology*, 22(1), 190-199. [https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2012/12-0046\)](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2012/12-0046))

Guyon, C-A. (2024). Appareillage Pédiatrique, Cours de 3ème année d'audioprothèse à l'école de Lyon.

Jönsson, S., Liu, B., Nielsen, L. B., & Schuhmacher, A. (2003). Simulation of Couplers. Kruger, B. (1987). An update on the external ear resonance in infants and young children. *Ear and Hearing*, 8(6), 333-336. <https://doi.org/10.1097/00003446-198712000-00008>

Lecocq, B. H. (Décembre 2006). Study of acoustic compartment of cavitary materials. Thèse. Spécialité : Acoustique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

Lemasson, J.-B. (2022). Real Ear Measurement ou Mesure IN VIVO formation Lyon.

Loi d'Ohm. (2024). In Wikipédia. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Loi_d%27Ohm&oldid=215219_031

Micheyl, C. (2024). Influence de la cavité résiduelle sur le niveau de pression sonore au tympan, Présentation aux Assises ORL Cannes.

Mimosa Acoustics, (2014). HearID 51 + MEPA3 Module User's Manual Middle-Ear Power Analysis System

Mimosa Acoustics—Products—MEPA3 : Wideband

Acoustic Immittance system for Middle-Ear Power Analysis. (s. d.). <https://www.mimosaacoustics.com/products/mepa.html>

Møller, A. R. (2012). *Hearing: Anatomy, Physiology, and Disorders of the Auditory System, Third Edition*, Chap 1. Plural Publishing.

Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST. (1994). Procedure for predicting real-ear hearing instruments performance in young children. *Amer J Audiol* 3(1):23

Pujol, R. (Novembre 2016). Audition—Oreille—Cochlée ; Oreille. <http://www.cochlea.eu>

Raveau, E. (2008). Répercussions sur le gain prothétique tonal des caractéristiques acoustiques du CAE et de son couplage avec l'aide auditive. Mémoire d'Audioprothèse. Université de Rennes 1. <https://doi.org/10.1097/00003446-198712000-00008>

Résonance acoustique. (2023). In Wikipédia. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=R%C3%A9sonance_acoustique&oldid=204_987239

Rosowski, J. J., Stenfelt, S., & Lilly, D. (2013). An Overview of Wideband Immittance Measurements Techniques and Terminology : You Say Absorbance, I Say

Reflectance. *Ear and Hearing*, 34,9s. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31829d5a14>

Rosowski, J. J., & Wilber, L. A. (2015). Acoustic Immittance, Absorbance, and Reflectance in the Human

Ear Canal. *Seminars in Hearing*, 36(1), 11-28. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1396924>

Seldran, F (2022). Audioprothèse, Cas pratiques, Cours de 2ème année d'audioprothèse à l'école de Lyon.

Shaw, E. A. (1974). Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(6), 1848-1861. <https://doi.org/10.1121/1.1903522>

Staab, W. (1996). Introduction to Deep Canal Principles. *Seminars in Hearing*, 17(01), 3-19. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1089924>

Stinson, M. R., & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(6), 2492-2503. <https://doi.org/10.1121/1.397744>

Ugarteburu, M., Withnell, R. H., Cardoso, L., Carriero, A., & Richter, C.-P. (2022). Mammalian middle ear mechanics : A review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2022>.

Vliet, D. V., Au.D & Jason A. Galster, & Ph.D. (s. d.). LES INTRA-AURICULAIRES PROFONDS INVISIBLES (IIC).

Zwislocki, J. (1962). Analysis of the Middle-Ear Function. Part 1 : Input Impedance. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B), 1514-1523. <https://doi.org/10.1121/1.1918382>

DÉCOUVREZ LA PUISSANCE DE TITANIUM

LES EMBOUTS EN TITANE NOUVELLE GÉNÉRATION DU GROUPE OLBSKI



Groupe Olbski
TECHNOLOGIE AUDITIVE

85 rue de Cambrai,
59500 Douai
03 27 95 53 53

www.groupe-olbski.com



CHRISTELLE GUILLOTIN



PRIX DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE
AUDIOPROTHÉSISTE
D.E
ÉCOLE DE PARIS
CNAM

CRÉATION D'UN QUESTIONNAIRE DE SENSIBILITÉ AU BRUIT POUR ENFANT (QSBE). PRÉ-ÉTUDE DE NORMALISATION.

Cette étude propose la création d'un questionnaire de sensibilité au bruit pour enfant, dédié à apporter une aide dans le diagnostic de l'hyperacousie, et l'évaluation de la gêne liée à cette pathologie chez l'enfant. L'originalité de ce questionnaire repose sur sa structure en deux parties dont l'une est à remplir directement par l'enfant.

Ce travail de recherche se présente comme une pré-étude inscrite dans le processus de validation de ce nouveau questionnaire. L'objectif principal a été de réaliser la normalisation de ce nouveau questionnaire sur une population de soixante-trois enfants entre trois et dix-sept ans ne présentant pas de trouble auditif particulier.

Nous avons aussi établi la « validité interne » de ce questionnaire, effectué une première étape de validation de sa « fiabilité », et permis une première évaluation de sa « sensibilité » en comparant les résultats obtenus entre le groupe d'enfant sans trouble particulier et un groupe de huit enfants hyperacousiques. L'analyse menée, question par question, permet d'isoler quatre questions sur les vingt-huit qui peuvent être retirées.

Le protocole mis en place comprend des mesures audiométriques des seuils d'audition et des niveaux de confort pour le calcul d'une dynamique auditive moyenne. Nous avons aussi collecté le ressenti de la gêne sur une Echelle Visuelle Analogique. Il a été possible d'établir une corrélation entre le score au questionnaire de la partie dédiée aux parents et l'EVA remplie par les parents. Par contre elle n'a pas été confirmée pour la même opération avec les enfants.

Au terme de cette étude nous disposons du matériel nécessaire pour établir une deuxième version allégée du questionnaire, en conservant vingt-quatre questions dont la pertinence est démontrée. Un protocole clinique a été rédigé sur cette base, pouvant être utilisé pour une étude clinique permettant une plus large collecte de données. En effet, la limitation de l'étude présente réside dans le petit nombre de patients hyperacousiques interrogés, et dans le faible nombre de données audiométriques collectées.

1. INTRODUCTION

1.1. L'HYPERACOUSIE CHEZ L'ENFANT

DÉFINITION ET IMPACT CHEZ L'ENFANT

L'hyperacousie est un état chronique, qui consiste en une intolérance accrue aux sons ou bruits ordinaires de l'environnement, qui sont habituellement considérés comme tolérables par l'entourage. Cette hypersensibilité auditive peut s'accompagner de douleurs physiques, ou de sensation de « souffle » dans l'oreille, de céphalées (Yilmaz et al., 2017).

Les recherches dédiées à la compréhension des mécanismes neurobiologiques de

l'hyperacousie ont mis en avant une « sur-réaction » des voies auditives centrales, impliquant les « noyaux » auditifs situés entre le noyau cochléaire et le colliculus inférieur (Shi et al., 2022).

A l'origine de ces dysfonctionnements centraux, on peut trouver un événement ponctuel tel qu'un traumatisme sonore, une surdité brusque ou maladie de Ménière. Chez l'enfant, on retrouve des événements tels que feux d'artifice, explosions de ballons, concerts trop fort, ou écoute de musique au casque trop fort. L'apparition peut aussi être progressive, sans événement particulier.

Une composante émotionnelle peut venir s'ajouter au trouble perceptif. Elle se traduit par la peur de fréquenter certains lieux, pratiquer certaines activités jugées trop bruyantes, et une tendance à la surprotection par le port de bouchons ou casque anti-bruit en toute circonstance. On relie cela à l'activation secondaire des systèmes nerveux limbique et autonome impliqués dans une réaction émotionnelle négative (Jastreboff and Jastreboff, 2002). Pour l'enfant, la gêne qui se manifeste dans le milieu scolaire naturellement bruyant peut conduire à des états d'anxiété qui entraîne une exclusion scolaire. L'appréhension d'activités sportives ou en groupes peut freiner le développement psychomoteur pour l'enfant qui n'aborde pas sereinement les activités qu'on lui propose. Son appétit de découverte (culturel ou physique) peut s'en trouver réduit, avec des impacts dimensionnants sur le mode de vie familial : restriction des sorties, contacts sociaux, voyages, etc. (Potgieter et al., 2020).

PRÉVALENCE

Une méta-analyse basée sur vingt-cinq articles (Rosing et al., 2016) relève des taux de prévalence allant de 3,2% à 17,1% dans des populations d'enfants et jeunes adultes âgés de cinq à dix-neuf ans. Une étude réalisée en Belgique (Jacquemin et al., 2023), sur 415 enfants de neuf à douze ans, relève une proportion de 3,3% d'enfants hyperacousiques. Les filles étant plus touchées que les garçons. Une forte proportion d'enfants à forte précocité intellectuelle est observée. Dans l'étude menée par (Danesh et al., 2021), on relève entre 18% et 40% d'hyperacousie chez les enfants atteints de troubles autistiques.

TRAITEMENTS

Les traitements de l'hyperacousie sont très similaires pour l'adulte et l'enfant, avec des durées de traitement souvent plus courtes pour les enfants, les résultats pouvant être obtenus plus rapidement. La prise en charge se fait au sein d'une équipe pluridisciplinaire assurant un discours cohérent entre tous les praticiens (ORL, audioprothésiste, psychologue, etc.). L'équipe pluridisciplinaire impliquée dans la présente étude réunit le Dr Audrey Maudoux et ses collègues de l'hôpital Robert Debré, ainsi que Pr Nathalie Loundon et ses collègues de l'hôpital Necker, et les Audioprothésistes Hervé Bischoff et David Tran spécialistes de l'hyperacousie et de la prise en charge pédiatrique.

Les traitements dédiés aux enfants, très majoritairement à audition parfaite, consistent à « ré-éduquer » le système auditif par le port régulier et contrôlé de générateurs de bruit, tout en cessant autant que possible le port abusif de protections auditives (voir Cahiers de l'Audition de Nov-Dec 2024).

1.2. CADRAGE DU QUESTIONNAIRE QSBE

La structure et la formulation du contenu du questionnaire ont été élaborées par l'équipe pluridisciplinaire à l'origine du projet. Ce questionnaire se veut être un outil, qui doit venir compléter l'anamnèse effectuée par le médecin, ainsi que les tests audiométriques, afin de constituer un faisceau d'indices cohérents. Il doit répondre à un double objectif :

- De « *Discrimination* » : il s'agit de détecter les enfants sensibles dans une population globale
- D' « *Evaluation* » : pouvoir mesurer une évolution, telle que la baisse de la sensibilité d'un patient avant et après traitement.

Pour cela, il est nécessaire de valider les propriétés de « Validité », « Fiabilité », et « Sensibilité au changement » :

⇒ La « **Validité** » signifie que le questionnaire mesure bien ce qu'il entend mesurer, et rien d'autre.

⇒ La « **Fiabilité** » signifie que les résultats sont comparables pour des situations similaires.

⇒ La « **Sensibilité au changement** » est la capacité à détecter des variations dans les réponses de différents individus, ou d'un même individu dont la situation évolue au cours du temps.

Le QSBE est constitué de deux parties : Une partie de 15 questions à remplir directement par l'enfant, et une partie de 13 questions à remplir par le(s) parent(s) accompagnant.

La partie dédiée à l'enfant se compose elle-même de deux sous-parties. L'une propre à l'univers scolaire (sept questions), l'autre à l'univers domestique (huit questions). Chaque question est cotée sur une échelle de Likert à cinq niveaux donnant un score de « 0 » à « 4 ». Une légende et un visage coloré aident l'enfant à bien évaluer la nuance de son choix. L'échelle de visages, aussi utilisée en milieu hospitalier pour la cotation de la douleur, est instinctivement beaucoup mieux comprise chez les petits.

-  : 0 - Aucune gêne
-  : 1 - Gêne faible
-  : 2 - Gêne moyenne
-  : 3 - Gêne forte
-  : 4 - Gêne insupportable

La formulation des questions incite l'enfant à exprimer un ressenti direct de sa gêne dans les diverses situations de son quotidien, selon le

L'HYPERACOUSIE EST UN ÉTAT CHRONIQUE, QUI CONSISTE EN UNE INTOLÉRANCE ACCRUE AUX SONS OU BRUITS ORDINAIRES DE L'ENVIRONNEMENT, QUI SONT HABITUELLEMENT CONSIDÉRÉS COMME TOLÉRABLES PAR L'ENTOURAGE.

principe utilisé dans le questionnaire « MASH ». Il n'est introduit aucune formulation induisant une interprétation émotionnelle du type « je crains que... », « J'ai peur de ne plus pouvoir... » : comme on le trouve dans nombre de questionnaires pour adultes (Nelting, Kahlfa...) Questionner directement les enfants est nouveau, et aussi un pari. Même la très récente version pédiatrique de questionnaire issue du Khalfa (Carson et al., 2023) n'interroge que les parents.

Bien que l'on s'attende à une variabilité des réponses plus importante, le fait de donner la parole à l'enfant permet une expression de ressenti instantané directe, sans filtre interprétatif d'un adulte. Cela permet aussi secondairement d'initier un dialogue

constructif enfant/soignant sur des points précis.

La voix des parents reste évidemment capitale : à la différence de l'enfant, elle apporte le recul des situations vécues dans le temps, et en comparaison avec d'autres enfants de l'entourage.

1.3. OBJECTIF DE L'ÉTUDE

L'objectif principal de cette étude est de réaliser la normalisation du « QSBE » nouvellement établi, sur une population-témoin d'enfants « sans sensibilité particulière ». Cela va contribuer à en établir la « validité interne », et à effectuer une première étape de validation de sa « fiabilité ».

Trois autres objectifs secondaires sont aussi identifiés :

- ⇨ Évaluer la corrélation entre le score du questionnaire et une EVA. Ceci permettrait d'établir la « validité externe »
- ⇨ Faire une première évaluation de la « sensibilité » du QSBE, en comparant une population d'enfants « sans sensibilité particulière », avec des enfants diagnostiqués « hyperacousiques ».
- ⇨ Permettre le cadrage d'une étude clinique plus approfondie qui permettrait une validation complète du questionnaire.
 - Cela implique d'identifier d'éventuelles questions non-pertinentes afin d'élaborer une deuxième version optimisée du questionnaire
 - On rassemblera les premiers résultats complémentaires, tels que les mesures audiométriques, pour évaluer s'il semble pertinent de continuer à collecter ces informations

POUR L'ENFANT

Réponds aux questions suivantes en l'aide de l'échelle ci-dessous. Indique ton niveau de gêne dans la case de la question.

À L'ÉCOLE

Ton niveau de gêne

1	En classe, est-ce que le bavardage de tes camarades est trop fort ?	
2	Est-ce que les bruits de chaises dans la classe te dérangent ?	
3	Trouves-tu que c'est trop fort quand le maître/la maîtresse élève le ton en classe ?	
4	Est-ce que le bruit de la sonnerie de l'école est trop forte ?	
5	À la récréation, trouves-tu qu'il y a trop de bruit ?	
6	À la cantine, est-ce que les bruits de couverts ou d'assiettes te dérangent ?	
7	Quand tu vas faire du sport au gymnase est-ce que les bruits de ballons, de sautelles ou de saut te dérangent ?	

POUR L'ENFANT

Réponds aux questions suivantes en l'aide de l'échelle ci-dessous. Indique ton niveau de gêne dans la case de la question.

AU QUOTIDIEN

Ton niveau de gêne

8	Trouves-tu que papa ou maman parle trop fort ?	
9	Quand tu prends la voiture/transports est-ce que c'est trop bruyant ?	
10	Dans la rue est-ce que la sirène des pompiers, des ambulances et des policiers peuvent te paraître trop fort ?	
11	Quand tu vas au parc trouves-tu qu'il y a trop de bruits si les enfants rient ?	
12	Quand tu vas au cinéma est-ce que le film que tu regardes est trop fort ?	
13	À la maison, es-tu dérangé(e) par le niveau du son de la télé ou de la musique ?	
14	Le soir, ou à la sieste, t'endors-tu facilement ?	
15	Es-tu dérangé(e) par le bruit le matin au réveil ?	

POUR LES PARENTS

- 1) De manière générale, votre enfant est-il sensible aux bruits ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 2) Est-ce que votre enfant se bouche les oreilles, ferme des yeux fréquemment lorsqu'il y a un bruit de fond ambiant ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 3) Quand vous allez dans un centre commercial, des magasins, votre enfant se plaint-il qu'il y a trop de bruit ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 4) Quand vous allez au restaurant votre enfant se plaint-il qu'il y a trop de bruit ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 5) Est-ce que votre enfant écoute de lui-même de la musique ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 6) Porte-t-il des bouchons ou un casque anti-bruit ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 7) Est-ce que votre enfant a des troubles de concentration ? (à l'école, à la maison...)
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 8) Est-ce que votre enfant vous a déjà demandé de parler moins fort ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 9) Est-ce que votre enfant se plaint qu'il y a trop de bruit si les enfants rient ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 10) Est-ce que votre enfant est gêné par le bruit du trafic dans la rue ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 11) Avez-vous dû modifier votre comportement ou vos activités à cause de la gêne auditive de votre enfant ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 12) Est-ce que la voiture/transports sont trop bruyants pour votre enfant ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai
- 13) Votre enfant vous demande-t-il de baisser le son de la télé ?
 Jamais Rarement Parfois vrai Souvent vrai Toujours vrai

* Ce questionnaire est-il facile à remplir ?
Le questionnaire est-il à l'usage de tous les profils de votre enfant ?

QUESTIONNAIRE DE SENSIBILITÉ AU BRUIT POUR ENFANT (QSBE)

PRÉSENTATION DU QUESTIONNAIRE
Ce questionnaire permet d'évaluer la sensibilité au bruit de votre enfant.

Il comporte deux parties :

- une partie (questionnaire) où votre enfant remplit avec votre aide si nécessaire,
- une partie (parents) que vous devez remplir.

Pensez aux réactions au bruit de votre enfant au cours de la dernière semaine pour répondre. Votre enfant désigne la partie, titre, qui correspond le mieux à son ressenti. Vous reportez le chiffre correspondant en face de la question.

Pour la partie adulte, vous cochez le case qui correspond le mieux à vos observations.

Date :	
Nom et prénom de l'enfant :	
Date de naissance :	
Nom et prénom du parent :	
Code d'identification (à compléter par l'examinateur) :	
Qui vous a remis le questionnaire :	
Degré de santé :	
Quelle droite :	<input type="checkbox"/> 0-20% <input type="checkbox"/> 21-40% <input type="checkbox"/> 41-70% <input type="checkbox"/> 71-90%
Quelle gauche :	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

Audika

2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1. POPULATION ÉTUDIÉE

Deux populations distinctes ont participé à cette étude :

UNE POPULATION TÉMOIN NORMO-ENTENDANTE ET SANS GÊNE AUDITIVE PARTICULIÈRE

Soixante-trois enfants (30 filles / 33 garçons), entre 3 et 17 ans, ont été recrutés dans l'entourage et les proches des acteurs de l'étude : famille ou amis, fratries des enfants venant en consultation ORL, ou en centre d'Audioprothèse via le réseau Audika. Ces enfants sont issus de tous milieux sociaux, et à plus de 50% d'Ile de France. Leur audition est normale selon le BIAP (perte moyenne < 20dB HL). Ils ne doivent pas avoir subi d'opération ORL majeure sur les 6 mois précédents, ni souffrir de trouble autistique, cognitifs, ou psychologique.

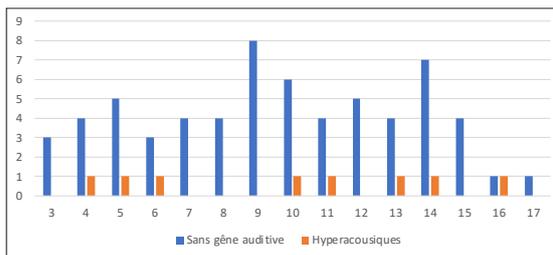
UN GROUPE D'ENFANT DIAGNOSTIQUÉS ET SUIVIS POUR HYPERACOUSIE

Huit enfants (4 filles / 4 garçons) diagnostiqués comme présentant des symptômes d'hyperacousie par un ORL spécialisé. Parmi ces enfants : 5 ont suivi, ou suivent, un traitement par TRT (Générateurs de bruit blanc) entre l'automne 2023 et l'hivers 2024. La présence trouble autistique, cognitifs, ou psychologique ne constitue aucunement un facteur d'exclusion. Il est par contre nécessaire que l'enfant soit capable de réaliser une audiométrie comportementale.

2.2. PROTOCOLE

POUR LES ENFANTS DU GROUPE 1 « NON-GÉNÉS » DÉDIÉS À LA RÉFÉRENCE NORMATIVE

- Ils ont été invités à remplir le questionnaire sous format papier ou en ligne, dans des contextes variés, parfois sans aucun lien avec une structure médicale. Il leur a été systématiquement proposé de réaliser une audiométrie, pour mesurer les seuils audiométriques et leurs niveaux de confort.
- Si l'accord a été obtenu, cette audiométrie a été réalisée dans un délai de moins d'un mois suivant le remplissage du questionnaire, dans un centre d'audioprothèse ou à l'hôpital (Robert Debré ou Necker)
- Une otoscopie a toujours été réalisée au préalable de toute audiométrie.
- L'échelle EVA de gêne a été documentée en même temps que le questionnaire dans le cas du questionnaire rempli en ligne. Si le questionnaire a été rempli sous format papier, l'échelle EVA a été documentée en même temps auprès de la personne ayant remis le questionnaire.

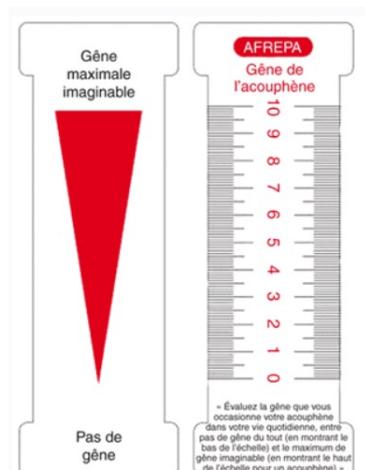


Répartition par âge des enfants de 3 à 17 ans.

POUR LES ENFANTS DU GROUPE 2 SUIVIS POUR HYPERACOUSIE

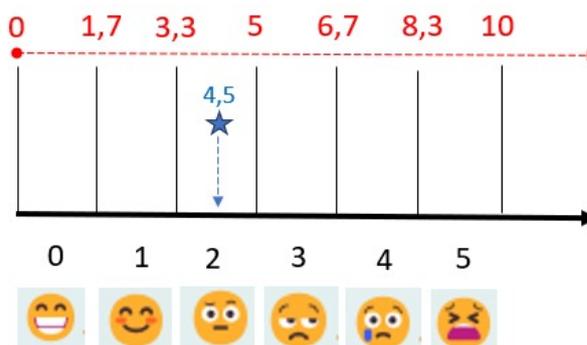
- Ils ont été invités à remplir le questionnaire sous format papier uniquement, lors de leur consultation avec le médecin ORL, ou avec l'Audioprothésiste lors d'une de leur visite en centre d'Audioprothèse.
- Tous les enfants reçus en centre d'audioprothèse disposaient d'une ordonnance pour appareillage avec GBB (Générateurs de Bruit Blanc). Les questionnaires ont été remplis avant tout appareillage, sauf une jeune patiente qui a rempli le QSBE après traitement.
- L'audiométrie a été réalisée lors de la remise du questionnaire par le médecin ORL, ou bien à moins d'un mois d'écart avec le remplissage du questionnaire.
- Après réalisation systématique d'une otoscopie, on a mesuré les seuils audiométriques et les niveaux de confort.
- L'EVA de gêne a été documentée en même temps que le remplissage du questionnaire, auprès de la personne ayant remis le questionnaire.

Pour les enfants ayant rempli le questionnaire en présentiel, il a été utilisé l'échelle d'EVA de gêne de l'AFREPA. Pour les enfants ayant rempli le questionnaire en ligne, l'échelle de visage ci-dessous a été utilisée. Nous avons uniformisé les scores en utilisant l'échelle de correspondance ci-dessous.



Echelle AFREPA

Echelle de visages



Exemple : le score de « 4,5 » sur l'échelle AFREPA, correspond au niveau « 2 » sur l'échelle de visages. L'ensemble des résultats a été traduit sur les niveaux de l'échelle de visages majoritairement utilisée.

2.3. MESURES AUDIOMÉTRIQUES EFFECTUÉES AVEC LES ENFANTS

Elles ont été réalisées à l'aide des protocoles habituellement pratiqués avec les enfants, et en s'adaptant à chaque fois à leurs capacités. Toutes les audiométries ont été effectuées oreilles séparées, au casque par conduction aérienne ou aux inserts, selon la tolérance de l'enfant.

SEUILS AUDIOMÉTRIQUES

Ils ont été mesurés grâce à une audiométrie similaire à celle des adultes dès que les enfants pouvaient en assimiler la consigne, soit environ six ou sept ans. Une audiométrie participative à l'aide de jetons, ou au « bouton-buzzer » avec « ciné-show » a été réalisée avec les plus petits (dès trois-quatre ans). Enfin, dans quelques cas nous avons utilisé le ROC (Réflexe d'orientation conditionné) après conditionnement de l'enfant à associer une récompense à la détection du son. On a observé le réflexe, clair et reproductible, de l'enfant à se tourner vers la récompense dès la détection du son.

Les mesures de seuils audiométriques ont été réalisées sur les fréquences 500Hz / 1kHz / 2kHz / 4kHz, avec un son pur pulsé. Nous avons ensuite calculé la moyenne des seuils sur ces fréquences pour chaque oreille.

NIVEAUX DE CONFORT

La littérature fait d'avantage référence à la mesure des « niveaux d'inconfort » pour caractériser l'hyperacousie. Cependant, cette mesure est particulièrement désagréable et

stressante chez les sujets hyperacousiques. Il est impensable de la réaliser avec un enfant sans risquer d'altérer définitivement l'alliance thérapeutique. On mesure donc le « niveau de confort », beaucoup mieux accepté : on explique que l'on cherche le niveau sonore « tout à fait confortable, et pour lequel on entend très bien ».

On augmente progressivement le son pur pulsé en partant du niveau du seuil, par pas de 5dB. On s'arrête avant d'arriver à l'inconfort : on atteindra néanmoins le niveau où l'on détecte un début d'inconfort léger de la part de l'enfant, et on redescend d'un pas pour vérifier avec lui qu'il se sent bien sur le pas d'avant. Nous sommes donc sur une définition d'un niveau de confort « haut ».

La mesure des niveaux de confort est complexe même chez les adultes, car fortement dépendante de la consigne verbale, et de l'interprétation du patient. Pour induire le minimum de variabilité dans la recherche de ce niveau de confort, on a utilisé les échelles de sonie déjà utilisée auprès des enfants en réglage d'implant. L'enfant pointe du doigt sur l'échelle l'image qui correspond à son ressenti sonore.

3. RÉSULTATS ET ANALYSES

Le traitement statistique a été essentiellement réalisé à l'aide du logiciel « Jamovi ».

La normalité des distributions a été évaluée avec le test de Shapiro-Wilk. Aucune distribution ne suivant une loi normale, cette étude n'utilise que des tests non-paramétriques. On ne réalise donc que des études de corrélation de Spearman pour les variables deux à deux, et le test non-paramétrique de Mann-Whitney pour l'étude de différences significatives entre groupes parallèles.

LES MESURES AUDIOMÉTRIQUES ONT ÉTÉ RÉALISÉES À L'AIDE DES PROTOCOLES HABITUELLEMENT PRATIQUÉS AVEC LES ENFANTS, ET EN S'ADAPTANT À CHAQUE FOIS À LEURS CAPACITÉS.

Les niveaux de confort (ou MCL) ont été mesurés sur les fréquences 500Hz / 1000Hz / 2000Hz / 4000Hz. On a ensuite calculé la valeur moyenne de ce niveau de confort pour chaque oreille. La dynamique auditive « moyenne » calculée correspond au calcul suivant : $[(MCL \text{ moyen Droit} - \text{Seuil moyen droit}) + (MCL \text{ moyen Gauche} - \text{Seuil moyen Gauche})] / 2$.

Echelle pour les 3-6 ans :



Echelle pour les plus grands :



3.1. FIABILITÉ : EXAMEN DES DISTRIBUTIONS POUR LES ENFANTS SANS GÊNE PARTICULIÈRE

Les distributions suivantes ont été étudiées : score total du questionnaire (ou « QSBE »), et score des sous-sections « Enfant » et « Parent ».

Selon la méthode de calcul utilisée dans l'étude de normalisation du questionnaire HQ (Khalfa et al., 2002), une valeur de « **cut-off** » est proposée : **valeur de la moyenne + 2 x l'écart-type**.

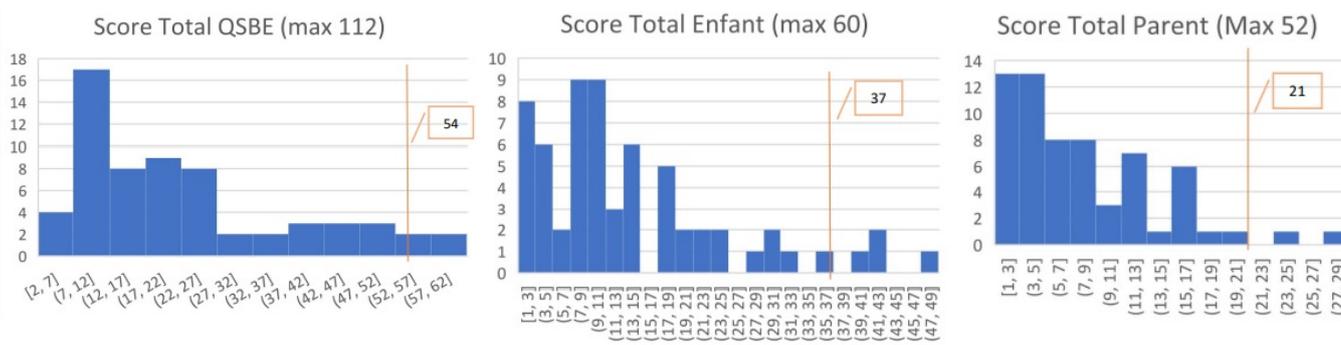
Au-delà de cette valeur de « cut-off », (encadrée en orange dans les histogrammes ci-dessous), on estime que l'enfant présente une très grande sensibilité aux bruits.

Un nombre limité de sujets sur les 63 de la cohorte obtient un score plus élevé que ces

valeurs. Leur proportion en pourcentage est proche des valeurs « basses » connues pour la prévalence de l'hyperacousie dans une population standard : 3% à 17% selon (Rosing et al., 2016). Il ne semble donc pas anormal à première vue d'obtenir entre 3% et 6% de scores supérieurs au cut-off selon les parties du questionnaire (partie « enfant », « parent », ou « total »)

Avec les valeurs de cut-off obtenues, il est intéressant de relever la « spécificité » et la « sensibilité » que nous obtenons sur les deux groupes d'enfants.

A noter que la jeune patiente hyperacousique qui a rempli le questionnaire après un traitement de quelques mois par TRT, et un retour à niveau de gêne générale très faible, se positionne bien en-dessous de ces valeurs de cut-off (total 41 / Enfant : 23 / Parent : 18).



Enfants	Score « Total »		Score « Enfant »		Score « Parent »	
	> Cut-off	< Cut-off	> Cut-off	< Cut-off	> Cut-off	< Cut-off
Nombre d'enfants Non-génés	3 (4,8%)	60 (95,2%)	4 (6,3%)	59 (93,7%)	2 (3,3%)	61 (96,7%)
Nombre d'enfants Hyperacousiques	5 sur 7 (71%)	2 sur 7 (29%)	4 sur 7 (57%)	3 sur 7 (43%)	6 sur 7 (86%)	1 sur 7 (14%)

3.2. INFLUENCE DU GENRE OU DE L'ÂGE

INFLUENCE DU GENRE

Le Test de Mann-Whitney (voir tableau ci-dessous) effectué entre les groupes parallèles de la population féminine (F) et masculine (M) confirme l'absence de différence statistiquement significative ($p > 0,05$).

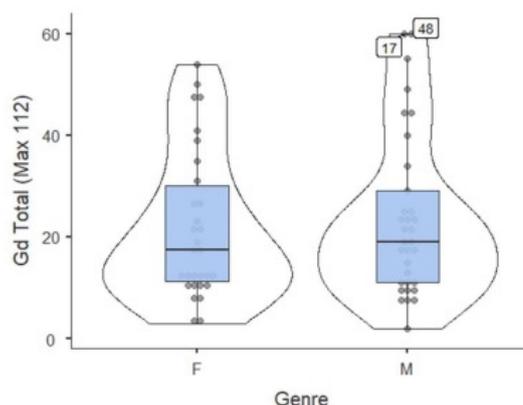
Test de Mann-Whitney pour groupe parallèles : $p = 0,7 > 0,05$

Test t pour échantillons indépendants

		Statistique	p
Total enfants (Max 60)	U de Mann-Whitney	480	0,836
Total parents (Max 52)	U de Mann-Whitney	429	0,366
Gd Total (Max 112)	U de Mann-Whitney	467	0,705

Note. $H_0: \mu_F = \mu_M$

Score total au QSBE en fonction du genre

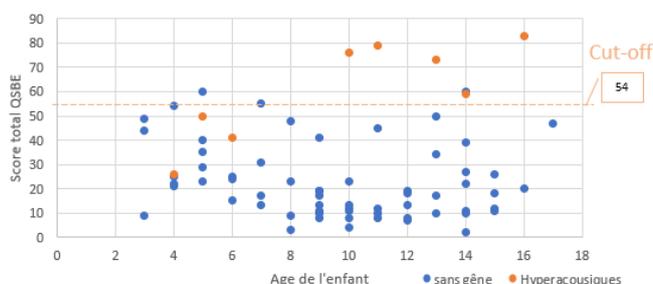


INFLUENCE DE L'ÂGE

Le score total a été reporté en fonction de l'âge de l'enfant. La valeur de « cut-off » trouvée au début de l'étude a été reportée en pointillés orange. Les points relatifs aux

enfants hyperacousiques ont été illustrés pour information en couleur orange, mais les statistiques de corrélation ont été testées sur la population du groupe-témoin d'enfant dans gêne particulière (points bleus).

Répartition des scores totaux selon l'âge des enfants



Corrélation

		Age	Score total (Max 112)
Age	Rho de Spearman	-	
	valeur p	-	
Score total (Max 112)	Rho de Spearman	-0.133	-
	valeur p	0.280	-

Le score au QSBE n'apparaît pas corrélés visuellement à l'âge : quel que soit l'âge, on constate un étalement des scores. Les données statistiques confirment l'absence de corrélation ($p > 0,05$)

On constate néanmoins que pour les tranches d'âge en-dessous de six-sept ans, les scores maximums obtenus sont plus élevés que les

scores maximums donnés par les enfants plus âgés. Cet effet disparaît complètement sur le score établi par les parents, comme si ce score parental venait « temporiser » une composante (émotionnelle, autre...) plus présente chez les plus petits qui sont moins nuancés dans leur jugement que leurs aînés.



Réunis par passion unis pour l'audition

Nous sommes les audioprothésistes libres et engagés pour :

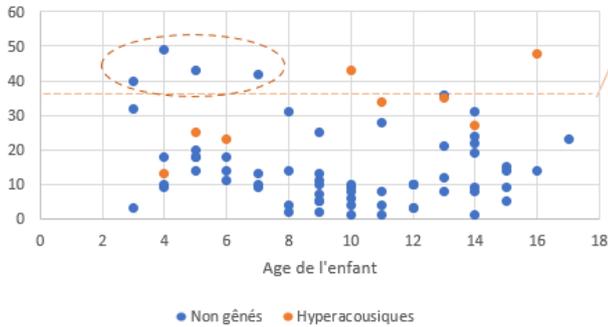
- ✓ La qualité de soin
- ✓ La santé publique
- ✓ L'essor économique local



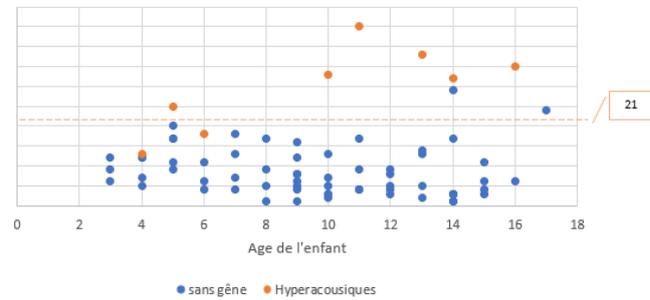
dyapason

Rejoignez-nous → dyapason.audio

Répartition des scores "enfant" selon leur âge



Répartition des scores "parent" selon l'âge des enfants



3.3. ANALYSE DE LA VALIDITÉ INTERNE

HOMOGÉNÉITÉ :

CALCUL DU COEFFICIENT « ALPHA DE CRONBACH »

Le coefficient « Alpha » de Cronbach pour l'ensemble des vingt-huit questions du questionnaire vaut 0,89. Cette valeur est bien comprise entre 0,7 et 0,9 comme préconisé par les règles statistiques, pour pouvoir statuer d'une bonne Homogénéité interne.

Le tableau ci-après explicite l'évolution du coefficient, dans le cas où on retire alternativement chacune des questions. Si le coefficient baisse lorsqu'on retire la question, cela signifie que la question est cohérente avec l'ensemble du construit mesuré au global, et que son score contribue positivement à l'homogénéité de ce construit.

On identifie donc quatre questions qui ne favorisent pas l'homogénéité du questionnaire :

N° EM14 : « Le soir ou à la sieste, t'endors-tu facilement ? »

N° P5 : « Est-ce que votre enfant écoute lui-même de la musique ? »

N° P6 : « Porte-t-il des bouchons ou casque anti-bruit ? »

N° P7 : « Est-ce que votre enfant a des troubles de concentration ? »

Pour P6, le logiciel exprime que les enfants au sein du groupe qui ont répondu porter des protections auditives ont des scores moins élevés de sensibilité : ce n'est pas la tendance attendue. En analysant les informations données par les parents sur les circonstances de port (question P6 bis), on constate qu'il s'agit d'attitude préventive en situation de bruits très forts, sans connotation émotionnelle négative : « spectacles, concerts, mariages, stade de foot, feu d'artifice... ». Les enfants hyperacousiques ont eux aussi déclaré porter des protections auditives mais pour des motifs d'intolérance à des environnements d'intensité sonore beaucoup

Statistiques de fidélité de l'objet

	Moyenne	Ecart-type	Si l'item est retiré
			α de Cronbach
EE1 (Bavardages en classe)	1.259	1.208	0.883
EE2 (Bruits de chaises)	0.793	1.072	0.883
EE3 (Ton de la maîtresse)	1.000	1.026	0.885
EE4 (Sonnerie de l'école)	0.897	1.398	0.890
EE5 (Récréation)	0.966	1.123	0.885
EE6 (Cantine)	0.897	1.150	0.885
EE7 (Gymnase)	0.793	0.987	0.882
EM8 (Parole des parents)	0.759	1.189	0.884
EM9 (voiture / transports)	0.759	1.048	0.882
EM10 (Véhicules d'urgence)	1.379	1.282	0.883
EM11 (Cris au parc)	0.828	1.045	0.883
EM12 (Cinéma)	0.776	1.044	0.884
EM13 (Télé / musique)	0.293	0.701	0.887
EM14 (Endormissement)	0.828	1.028	0.893
EM15 (Bruits au réveil)	0.793	1.239	0.889
P1 (sensibilité générale)	1.241	1.014	0.884
P2 (Réactions protection)	0.603	1.008	0.880
P3 (Magasin)	0.379	0.644	0.884
P4 (Restaurant)	0.414	0.726	0.886
P5 (écoute musique)	1.431	1.403	0.900
P6 (Port de protections)	0.293	0.676	0.894
P7 (Troubles concentration)	1.155	1.225	0.891
P8 (dde parler moins fort)	0.741	0.965	0.885
P9 (cris autres enfants)	0.724	0.970	0.882
P10 (Traffic de la rue)	0.483	0.707	0.883
P11 (modif des activités)	0.138	0.437	0.889
P12 (voiture / transport)	0.345	0.664	0.885
P13 (dde baisser télé)	0.328	0.604	0.889

plus modérés (rue, transports, lieux publics...). Il faut probablement repenser la formulation de cette question telle qu'elle existe dans la question n°1 du Nelting Questionnaire, qui demande d'exclure les situations sonores anormalement élevées.

CORRÉLATION DU SCORE DE CHAQUE QUESTION AVEC LE SCORE TOTAL DU QSBE

On considère qu'il y a une corrélation statistiquement significative si le coefficient est supérieur à 0,3. Nous retrouvons cinq questions dont le score individuel ne corrèle pas avec le score total du questionnaire (EM14/P5/P6/P11/P13), et deux questions corrélaient faiblement (P4 et P7).

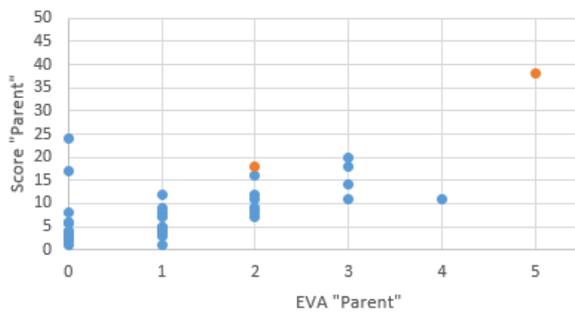
Parmi ces questions problématiques, nous retrouvons les quatre questions posant des problèmes d'homogénéité interne.

3.4. VALIDITÉ EXTERNE : CORRÉLATION DU SCORE DU QUESTIONNAIRE AVEC L'EVA DE GÊNE ET DYNAMIQUE AUDITIVE

CORRÉLATION AVEC L'EVA DE GÊNE

Pour les parents, la corrélation du score de leur section avec l'EVA de gêne est confirmée comme très significative ($p < 0.001$) : les scores de questionnaire sont aussi beaucoup moins étalés en valeur, que ceux des enfants. Il ressort clairement qu'un score élevé au QSBE est lié à une évaluation élevée de la gêne, et déclenche pour les parents la demande de consultation.

N° de question	Formulation	Corrélation score de la question / Score total QSBE
EE1	En classe est-ce que le bavardage de tes camarades est trop fort ?	0,660***
EE2	Est-ce que les bruits de chaise dans la classe te dérangent ?	0,623***
EE3	Trouves-tu que c'est trop fort quand le Maître / la Maîtresse élève le ton en classe ?	0,597***
EE4	Est-ce que le bruit de la sonnerie de l'école est trop fort ?	0,453***
EE5	A la récréation, trouves-tu qu'il y a trop de bruit ?	0,586***
EE6	A la cantine, est-ce que les bruits de couvert ou d'assiette te dérangent ?	0,581***
EE7	Quand tu vas faire du sport au Gymnase, est-ce que les bruits de ballon, semelles, sifflet te dérangent ?	0,640***
EM8	Trouves-tu que papa ou maman parle trop fort ?	0,594***
EM9	Quand tu prends la voiture / transports, est-ce que c'est trop bruyant ?	0,559***
EM10	Dans la rue, est-ce que la sirène des pompiers, ambulances, et policiers peuvent te paraître trop fort ?	0,579***
EM11	Quand tu vas au parc, trouves-tu qu'il y a trop de bruit si les enfants crient ?	0,568***
EM12	Quand tu vas au cinéma, est-ce que le film que tu regardes est trop fort ?	0,596***
EM13	A la maison, es-tu dérangé par le niveau du son de la télé ou de la musique ?	0,423***
EM14	Le soir ou à la sieste t'endors-tu facilement ?	0,251
EM15	Es-tu dérangé par les bruits le matin au réveil ?	0,517***
P1	De manière générale, votre enfant est-il sensible au bruit ?	0,611***
P2	Est-ce que votre enfant se bouche les oreilles, cligne des yeux fréquemment, quand il y a un bruit de fond ambiant ?	0,729***
P3	Quand vous allez dans un centre commercial, des magasins, votre enfant se plaint-il qu'il y a trop de bruit ?	0,608***
P4	Quand vous allez au restaurant, votre enfant se plaint-il qu'il y a trop de bruit ?	0,384**
P5	Est-ce que votre enfant écoute de lui-même de la musique ?	0,172
P6	Porte-t-il des bouchons ou casque anti-bruit ?	-0,051
P7	Est-ce que votre enfant a des troubles de concentration ?	0,375**
P8	Est-ce que votre enfant vous a déjà demandé de parler moins fort ?	0,739***
P9	Est-ce que votre enfant se plaint qu'il y a trop de bruit si les enfants crient ?	0,604***
P10	Est-ce que votre enfant est gêné par le bruit du trafic dans la rue ?	0,579***
P11	Avez-vous du modifier votre comportement ou vos activités à cause de la gêne auditive de votre enfant ?	0,173
P12	Est-ce que la voiture / transports sont trop bruyant pour votre enfant ?	0,435**
P13	Votre enfant vous demande-t-il de baisser le son de la télé ?	0,131



Corrélation

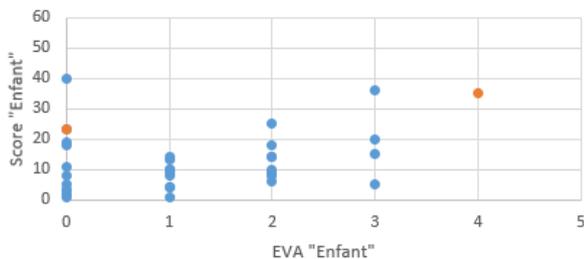
		Score parent (Max 52)
Score parent (Max 52)	Rho de Spearman	-
	valeur p	-
	N	-
EVA parent	Rho de Spearman	0,613***
	valeur p	< .001
	N	37

Note. * p<.05, ** p<.01, *** p<.001

Pour les enfants, bien qu'une certaine tendance se dégage visuellement, il n'y a pas de corrélation confirmée entre le score « Enfant » et l'EVA. Ce sont donc bien deux

informations différentes, et complémentaires.

- ↳ Le score au QSBE exprime une **sensibilité**
- ↳ L'EVA exprime la **gêne générale** ressentie dans le quotidien



Corrélation

		Score enfant (Max 60)
Score enfant (Max 60)	Rho de Spearman	-
	valeur p	-
	N	-
EVA enfant	Rho de Spearman	0.256
	valeur p	0.127
	N	37



— 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.



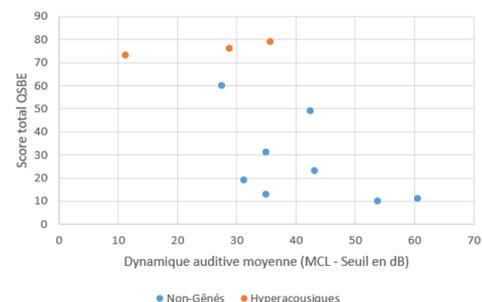
Les professionnels du monde pédiatrique tendent à confirmer que pour les « petits » (avant cinq ans), l'interprétation par le cerveau des stimuli perçus n'est pas complètement mature, et fonctionne un peu en « tout » ou « rien » avec peu de niveaux intermédiaires. Ils peuvent coter une sensibilité élevée pour certains sons précis explicités dans le questionnaire. Mais à la question posée par l'EVA qui demande une évaluation « globale » d'une gêne dans leur vie quotidienne, ils n'ont pas atteint un stade de gêne notable, et donne un EVA faible. De même pour notre patiente hyperacousique en fin de traitement (point orange sur le graphe) : elle exprime dans le score questionnaire sa sensibilité résiduelle à certains environnements, mais déclare que sa gêne générale quotidienne a disparu.

3.5. PREMIÈRE ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ

Avant de décider quelles questions conserver dans le questionnaire, nous avons évalué la sensibilité de chaque question à discriminer les deux groupes d'enfants : 1-non-gênés, et 2 -Hyperacousiques. Bien que ne disposant que de huit sujets dans ce groupe 2, on estime

CORRÉLATION AVEC LA DYNAMIQUE AUDITIVE

Bien que des données audiométriques (seuils et niveaux de confort) aient été récoltées auprès de onze enfants, c'est insuffisant pour permettre une exploitation statistique. Néanmoins, au vu des résultats, cela semble pertinent de récolter ces mesures dans la perspective d'une future étude.



en se projetant dans un contexte d'aide au diagnostic, qu'un seul enfant en difficulté mérite d'être « bien » évalué et détecté. Donc même sur peu de sujets, les questions se doivent d'être relativement sensibles.

Le test de Mann-Whitney, question par question entre groupe 1 et groupe 2 donne les résultats suivants :

Test t pour échantillons indépendants

		Statistique	p
EE1 (bavardages classe)	U de Mann-Whitney	124.5	0.018
EE2 (bruit chaises)	U de Mann-Whitney	141.0	0.031
EE3 (ton maîtresse)	U de Mann-Whitney	155.0	0.068
EE4 (sonnerie école)	U de Mann-Whitney	100.5	0.011
EE5 (récréation)	U de Mann-Whitney	83.5	0.001
EE6 (cantine)	U de Mann-Whitney	120.0	0.012
EE7 (gymnase)	U de Mann-Whitney	84.5	0.005
EM8 (parole parents)	U de Mann-Whitney	137.0	0.020
EM9 (voiture/transports)	U de Mann-Whitney	143.5	0.033
EM10 (véhicules d'urgence)	U de Mann-Whitney	48.0	< .001
EM11 (cris au parc)	U de Mann-Whitney	104.0	0.004
EM12 (cinéma)	U de Mann-Whitney	71.0	0.009
EM13 (télé-musique)	U de Mann-Whitney	147.5	0.020
EM14 (endormissement)	U de Mann-Whitney	178.5	0.158
EM15 (bruits au réveil)	U de Mann-Whitney	236.0	0.751

Note. H, μ hyperacousique \neq μ Non géné

Test t pour échantillons indépendants

		Statistique	p
P1 (sensibilité générale)	U de Mann-Whitney	24.0	< .001
P2 (réactions de protection)	U de Mann-Whitney	80.0	< .001
P3 (magasins)	U de Mann-Whitney	23.5	< .001
P4 (restaurant)	U de Mann-Whitney	46.5	< .001
P5 (écoute musique)	U de Mann-Whitney	216.0	0.504
P6 (port de protections)	U de Mann-Whitney	167.0	0.031
P7 (troubles concentration)	U de Mann-Whitney	239.5	0.818
P8 (dde parler - fort)	U de Mann-Whitney	76.0	< .001
P9 (cris autres enfants)	U de Mann-Whitney	59.0	< .001
P10 (trafic de la rue)	U de Mann-Whitney	13.0	< .001
P11 (modif des activités)	U de Mann-Whitney	40.5	< .001
P12 (voiture/transport)	U de Mann-Whitney	67.5	< .001
P13 (dde baisser télé)	U de Mann-Whitney	84.5	0.001

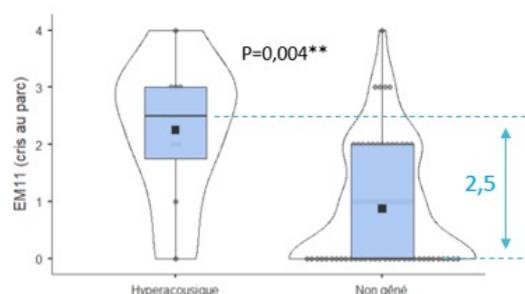
Note. H, μ hyperacousique \neq μ Non géné

⇨ Pour 5 questions (EE3/EM14/EM15/P5/P6), nous n'avons pas d'écart **statistiquement significatif**.

Pour évaluer si l'écart obtenu, question par question entre ces deux groupes a une **significativité clinique**, on trace les boîtes à moustaches des scores obtenus. On recherchera un écart de deux points au minimum entre les médianes des scores relatives à chaque groupe d'enfants.

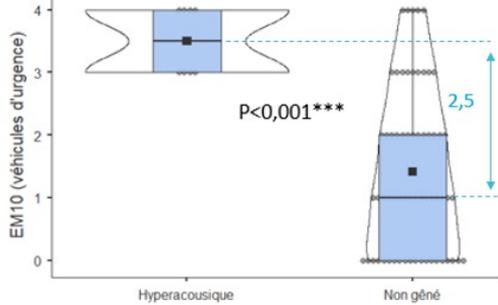
EXEMPLES DE QUESTIONS TRÈS DISCRIMINANTES

Question EM11 : « Quand tu vas au parc, trouves-tu qu'il y a trop de bruit si les enfants rient ? »



Ecart entre médianes de 2,5

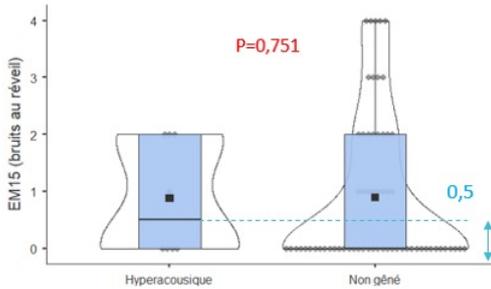
Question EM10 : « Dans la rue, est-ce que la sirène des pompiers, ambulances, et policiers peuvent te paraître trop fort ? »



Ecart entre médianes de 2,5

EXEMPLE DE QUESTION PEU DISCRIMINANTE

Question EM15 : « Es-tu dérangé par les bruits le matin au réveil ? »



Ecart entre médianes = 0,5

4. SYNTHÈSE ET DISCUSSION

4.1. CHOIX DES QUESTIONS À CONSERVER

Au terme de cette étude, il convient de statuer sur les questions qu'il est pertinent de conserver dans le questionnaire.

On réunit sur le graphe ci-dessous les valeurs des médianes des scores de chaque question, pour le groupe 1 (en bleu) et 2 (en jaune), en faisant ressortir les critères qui guident notre sélection :

- Y a-t-il un écart cliniquement et statistiquement significatif ?
- La question est-elle homogène à l'ensemble du questionnaire ?

Nous avons reporté la légende suivante sur les graphiques :

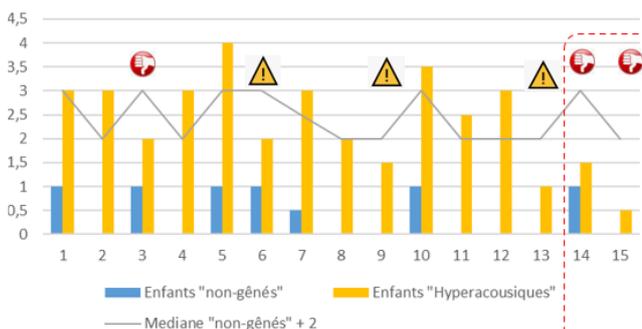
- Ecart **statistiquement non-significatif** entre les deux groupes ($p > 0,05$)
- Ecart **cliniquement faible** (écart entre médianes < 2)
- Homogénéité validée avec l'ensemble du questionnaire
- Homogénéité non-validée avec l'ensemble du questionnaire

Nous identifions donc cinq questions qui cumulent le non-respect des critères d'homogénéité et de discrimination suffisante.

Nous proposons de retirer les questions :

- Enfant/Maison n°14 : « Le soir ou à la sieste, t'endors-tu facilement ? »
- Enfant/Maison n°15 : « Es-tu dérangé par les bruits le matin au réveil ? »
- Parent n°5 : « Est-ce que votre enfant écoute de lui-même de la musique ? »
- Parent n°7 : « Est-ce que votre enfant a des troubles de concentration ? »
- Comme explicité au §3.3, il est nécessaire de reformuler la question Parent n°6 : « Porte-t-il des bouchons ou casque anti-bruit ? », en excluant les environnements excessivement bruyants.

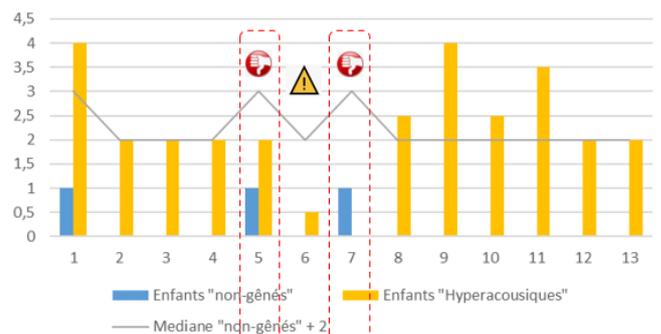
Médiane des scores - questions "Enfant"



Homogénéité:

-
-
-
-
-
-

Médiane des scores - questions "Parent"



Homogénéité:

-
-
-

L'ÉTUDE MENÉE POUR CE MÉMOIRE A PERMIS DE METTRE EN ŒUVRE UN TOUT NOUVEAU QUESTIONNAIRE PÉDIATRIQUE DE SENSIBILITÉ AU BRUIT, ET DE VENIR COMBLER UN VIDE DANS LE DOMAINE DE L'ÉVALUATION DE LA GÊNE LIÉE À L'HYPERACOUSIE CHEZ LES ENFANTS.

4.2. AJUSTEMENT DE L'ÂGE DES ENFANTS QUESTIONNÉS

Nous avons remarqué une tendance des « très petits » de 3-4 ans à coter des scores plus élevés que leurs aînés. Aussi, nous avons voulu re-calculer les scores de « Cut-off » établis au §3.1 en enlevant seulement 5 enfants sur les 63 du groupe témoins : les enfants de 3 ans, et deux enfants aux scores incohérents.

On trouve une variation à la baisse de 6 points de 37 à 31 pour le cut-off du score « enfant », et aucune variation de la valeur de cut-off du score « parent » qui reste stable à 21. La baisse de 5 points obtenue sur le cut-off du score total du questionnaire, de 51 à 49, est uniquement due à la variation de la section « enfant ».

Avec la nouvelle valeur de 31 pour le score enfant, on améliore à 4/7 (au lieu de 3/7) la détection des enfants hyperacousiques. On démontre bien toute la difficulté d'établir un score de cut-off pour la section « enfant » et l'on doit plutôt considérer une « fourchette » de valeur entre 31 et 37 qui indique une « sensibilité élevée », et conserver le score de 37 pour une « sensibilité très élevée ». On estime aussi qu'il est plus raisonnable de tester les enfants sur ce questionnaire à partir de 4 ans.

5. CONCLUSION

L'étude menée pour ce mémoire a permis de mettre en œuvre un tout nouveau questionnaire pédiatrique de sensibilité au bruit, et de venir combler un vide dans le domaine de l'évaluation de la gêne liée à l'hyperacousie chez les enfants.

Ce questionnaire dans sa première version a déjà démontré une bonne homogénéité interne. L'étude de normalisation effectuée sur une population d'enfants sans trouble ni gêne auditive a permis d'établir des scores de référence exploitables. La démarche novatrice d'interroger directement les enfants a révélé des résultats cohérents avec les réponses des parents, tout en apportant des informations complémentaires utiles.

Un premier examen de la sensibilité de chaque question a permis d'identifier celles qu'il était pertinent de conserver dans une possible seconde version de questionnaire.

Au terme de cette première étude, il a été partagé avec l'équipe pluridisciplinaire impliquant les deux hôpitaux pédiatriques Robert Debré et Necker, qu'il serait pertinent d'ouvrir une étude clinique. Cela permettrait de lever les limitations liées au petit nombre étudié de patients hyperacousiques, et à la quantité limitée de données audiométriques collectées. Il serait aussi intéressant de pouvoir aller plus loin dans l'évaluation de la sensibilité du questionnaire, en comparant les scores d'enfants hyperacousiques avant et après traitement.

RÉFÉRENCES

Carson, T.B., Qiu, Y., Liang, L., Medina, A.M., Ortiz, A., Condon, C.A., Ryan, N., Ambrosio, J., Carcamo, K., Miranda, D., Palacio-Raine, A., 2023. Development and validation of a paediatric version of the Khalfa Hyperacusis Questionnaire for children with and without autism. *International Journal of Audiology* 62, 1187-1195. <https://doi.org/10.1080/14992027.2022.2113827>

Danesh, A.A., Howery, S., Aazh, H., Kaf, W., Eshraghi, A.A., 2021. Hyperacusis in Autism Spectrum Disorders. *Audiol Res* 11, 547-556. <https://doi.org/10.3390/audiolres11040049>

Jacquemin, L., van der Poel, N., Biot, L., Schollaert, J., Bonné, F., Vanderveken, O.M., Lammers, M.J.W., Van Rompaey, V., Gilles, A., 2023. Prevalence of

tinnitus and hyperacusis in 9-12-year-old children. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 280, 4819-4825. <https://doi.org/10.1007/s00405-023-07995-x>

Jastreboff, M.M., Jastreboff, P.J., 2002. Decreased Sound Tolerance and Tinnitus Retraining Therapy (TRT). *Australian and New Zealand Journal of Audiology* 24, 74-84. <https://doi.org/10.1375/audi.24.2.74.31105>

Khalifa, S., Dubal, S., Veuillet, E., Perez-Diaz, F., Jouvent, R., Collet, L., 2002. Psychometric normalization of a hyperacusis questionnaire. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 64, 436-442. <https://doi.org/10.1159/000067570>

Potgieter, I., Fackrell, K., Kennedy, V., Crunkhorn, R., Hoare, D.J., 2020. Hyperacusis in children: a scoping review. *BMC Pediatr* 20, 319. <https://doi.org/10.1186/s12887-020-02223-5>

Rosing, S.N., Schmidt, J.H., Wedderkopp, N., Baguley, D.M., 2016. Prevalence of tinnitus and hyperacusis in children and adolescents: a systematic review. *BMJ Open* 6, e010596. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2015-010596>

Shi, L., Zhao, R., Li, X., Sun, W., Liu, X., 2022. A Review of the Neurobiological Mechanisms that Distinguish Between Loudness Recruitment and Hyperacusis. *Med Sci Monit* 28, e936373. <https://doi.org/10.12659/MSM.936373>

Yilmaz, S., Taş, M., Bulut, E., Nurçin, E., 2017. Assessment of Reduced Tolerance to Sound (Hyperacusis) in University Students. *Noise Health* 19, 73-78. https://doi.org/10.4103/nah.NAH_54_16

STÉPHANE GALLÉGO
GRÉGORY GERBAUD
FABIEN SELDRAN



AUDIOPROTHÉSISTES
MEMBRES DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

SURDITÉ BILATÉRALE ASYMÉTRIQUE ET STÉRÉO-ÉQUILIBRAGE

L'appareillage auditif vise à rétablir, en faisant le meilleur compromis, la compréhension dans le bruit, la localisation et l'équilibre postural du patient.

Pour que les capacités soient rétablies au mieux, dans ces 3 tâches, il est important que l'appareillage auditif restaure, dans la mesure du possible, la sensation de stéréophonie ou stéréoacousie (Terme proposé par Sedee pour définir le processus psychique qui permet l'estimation de la répartition réelle des sources sonores dans l'espace et la discrimination de la parole dans le bruit. L'expression « audition stéréophonique souvent employée est impropre ». Seule convient stéréoacousie qui signifie production du son en relief (une chaîne stéréophonique produit le son en relief). La stéréoacousie est la perception du son en relief), ce qui nécessite de rétablir un équilibre des perceptions auditives entre droite et gauche.

En cas d'asymétrie entre les 2 oreilles, le patient perd le bénéfice de l'écoute binaurale et des avantages qui l'accompagnent. On peut rencontrer des asymétries auditives en cas de surdité bilatérale asymétrique. En fonction des auteurs, l'asymétrie est définie comme un écart d'au moins 15 ou 20 dB entre les 2 oreilles sur une ou au moins 3 fréquences de la zone conversationnelle (250 – 8000 Hz). D'autres auteurs la définissent comme une différence

de plus de 15 ou 20 dB sur la moyenne des seuils, à ces mêmes fréquences (Figure 1).

D'après Dillon (2012), une asymétrie dans les basses fréquences va conduire à une altération de la perception des différences interaurales de phases, tandis qu'une asymétrie dans les hautes fréquences va conduire à une altération de la perception des différences interaurales de niveau. L'asymétrie auditive aura donc des conséquences majeures sur la localisation.

Figure 1. Définition de l'asymétrie auditive en fonction de différents auteurs de la littérature. D'après Gelfand, 2016.

Asymmetry criteria					Tumor vs. nontumor ^b	
Size (dB)	Based on	Frequencies (Hz)	Comments	Source	Sensitivity (%)	Specificity (%)
≥ 15	1 frequency	500–4000		Welling et al (1990)	48.5	89.4
≥ 20	1 frequency	500–4000		Suzuki et al (2010)	–	–
≥ 15	1 frequency	3000		Saliba et al (2009)	45.7	86.4
≥ 20	1 frequency	4000	Females	Schlauch et al (1995)	35.6 ^c 20.0 ^d	95.2 ^c 94.1 ^d
≥ 15	≥ 2 frequencies	250–8000		Ruckenstein et al (1996); Cueva (2004)	49.9	89.8
≥ 15	≥ 2 neighboring frequencies	250–8000	Unilateral	Obholzer et al (2004)	39.3	95.9
≥ 20	≥ 2 neighboring frequencies	Any	Asymmetric	Gimsing (2010)	41.4	93.6
≥ 15	≥ 2 frequencies	2000–8000			45.9	90.7
≥ 20	≥ 2 neighboring frequencies	250–8000		Dawes & Jeannon (1998)	39.3	95.9
≥ 15	Average	500–3000		Robinette et al (2000)	38.1	97.3
≥ 15	Average	1000–8000		Hunter et al (1999)	40.9	96.7
≥ 15	Average	250–8000		Sheppard et al (1996)	34.6	98.6
≥ 20	Average	1000–8000	For MRI ^a	Mangham (1991)	32.5	98.4
≥ 20	Average	1000–4000	Males	Schlauch et al (1995)	39.2 ^c 28.7 ^d	98.7 ^c 98.9 ^d

CAS CLINIQUE SURDITÉ BILATÉRALE

Il y a encore 20 ou 30 ans, lorsque l'appareillage bilatéral n'était pas encore démocratisé, il était fréquent de n'appareiller qu'une seule oreille mais le choix de l'oreille à appareiller était discuté, en fonction du profil audiométrique du patient.

Figure 2. Exemple d'audiogramme où la plus mauvaise oreille devrait être appareillée, en cas d'appareillage unilatéral (D'après Dillon, 2012).

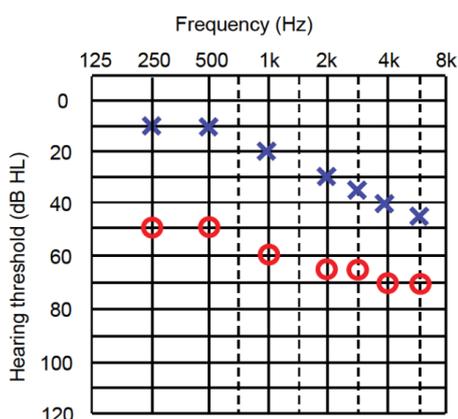
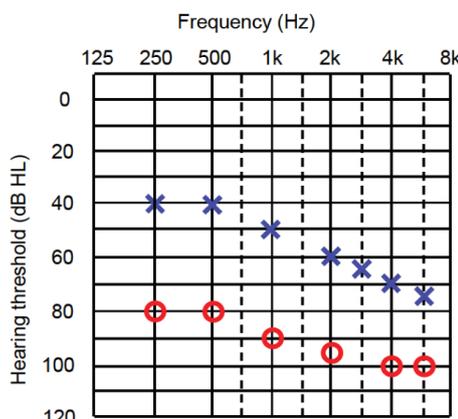


Figure 3. Exemple d'audiogramme où la meilleure oreille devrait être appareillée, en cas d'appareillage unilatéral (D'après Dillon, 2012).



Les figures 2 et 3 représentent les 2 cas de figure discutés par Dillon (2012). Dans le cas de la **figure 2**, Dillon suggère d'appareiller la mauvaise oreille pour rétablir l'équilibre entre les 2 oreilles. L'appareillage de l'oreille droite, dans ce cas-là permettra de rétablir une redondance binaurale.

Dans le cas de la **figure 3**, Dillon suggère d'appareiller la bonne oreille car, dans ce cas-là, une amplification sur l'OG permettra d'envoyer au cerveau des signaux de meilleure qualité et permettra également à l'OG d'améliorer la gamme de sons pour laquelle elle sera capable d'opérer.

Mais tous les audiologistes n'adoptent pas la même philosophie pour l'appareillage des surdités asymétriques. Qu'en est-il du choix d'appareillage unilatéral ou bilatéral, dans le cas d'une asymétrie auditive ?

Chez les audiologistes, il existe 2 courants de pensées.

En 1978 Robert J. Briskey (1925-2012), audiologiste originaire de Detroit et directeur d'une clinique d'audiologie de Milwaukee reprend, les travaux de Raymond Carhart (1946-1950) père de l'audiologie, et propose une prise en charge bilatérale sous certaines conditions :

- 1- La différence moyenne des seuils, aux fréquences 500 Hz, 1kHz et 2kHz, ne doit pas excéder 15dB entre les 2 oreilles.
- 2- Deux des trois fréquences doivent être inférieures à 15 dB HL par rapport à l'autre oreille.
- 3- Pour le score d'intelligibilité, il ne doit pas y avoir plus de 8% d'écart entre les deux oreilles.
- 4- L'écart de l'UCL ne doit pas être supérieur à 6 dB HL entre les 2 oreilles.
- 5- L'écart de MCL ne doit pas être supérieur à 6 dB HL entre les 2 oreilles.
- 6- On doit prouver un indice d'activité élevé pour le patient. Cet indice est basé sur la qualité de vie et doit montrer que le patient n'est pas sédentaire mais actif pour bénéficier d'un appareillage bilatéral.

Briskey indique que tous les critères n'ont pas besoin d'être remplis, il suffit du critère 1 ou 2, ou 2 des critères 3, 4 et 5, par contre le 6ème doit toujours être pris en compte.

En 1998 Mueller et Hall décrivent les conditions de Briskey comme des anciennes considérations et qu'il faut avoir l'esprit beaucoup plus ouvert surtout au regard de l'évolution technologique et que le patient doit pouvoir faire son essai et son choix même s'il existe une asymétrie importante pouvant aller jusqu'à 50% notamment sur le plan de l'intelligibilité. (Staab 2000).

En France les travaux de Decroix et Dehaussy (1962) suggèrent de ne pas prendre en compte cette valeur de 15 dB sur les fréquences 500, 1 kHz et 2 kHz comme référence pour réaliser un appareillage monostéréophonique ou stéréophonique car ils trouvent d'emblée cela trop restrictif et proposent de prendre en compte 2 éléments essentiels :

- L'aspect fonctionnel (écart Tonal/Vocal) et le souhait du patient.
- L'aspect technique (grosse évolution depuis)

Decroix et Dehaussy indiquent que la qualité de la localisation est réversible grâce à l'appareillage bilatéral malgré une asymétrie pouvant aller jusqu'à 50 dB. 50 dB est une limite dans le cadre d'un appareillage en vue de restituer un équilibrage de sonie à un niveau moyen (55 dB HL).

D'après Decroix et Dehaussy, pour que l'appareillage restitue une fonction binaurale de qualité cet écart ne doit pas excéder plus de 50 dB et cela est dépendant de l'importance de la perte auditive et de son niveau d'intelligibilité.

Il y a pour cela 2 raisons fondamentales :

- Le risque d'avoir un effet de transfert transcrânien si le son dépasse 50 dB. Pour obtenir un stéréo-équilibrage de qualité il faut avoir un fonctionnement indépendant de chaque oreille. L'objectif est d'avoir une écoute dichotique.
- Le risque de larsen si on délivre un gain supérieur à 50 dB (moins de problèmes aujourd'hui grâce à la technologie)

Aujourd'hui ces limites peuvent être repoussées, en particulier, grâce aux systèmes anti-larsen de plus en plus efficaces, qui permettent de délivrer presque 60 dB de gain sans larsen. Aussi, grâce aux technologies actuelles, en cas de surdité bilatérale symétrique ou asymétrique, l'essai d'un appareillage bilatéral est quasi systématique en première intention. On peut alors se demander comment évaluer et optimiser les réglages de l'appareillage bilatéral.

Selon Hirsh (1950), l'intelligibilité dans le bruit serait liée aux capacités de localisation. Différentes méthodes ont donc été proposées, telles que l'épreuve de Dehaussy (1975), le test de localisation sonore de Decroix (1966) ou l'Affinement Post-Appareillage (APA) de Léon et David Dodelé (2002). Cependant, certains de ces tests ne sont plus disponibles (intégrés à des logiciels plus distribués) ou ne sont plus « adaptés » aux appareils actuels. Aussi, la limite de certains de ces tests vient du fait qu'ils devaient être réalisés à des niveaux liminaires. A l'époque du développement de ces tests, les appareils ne disposaient pas de la même technologie. Aujourd'hui, les appareils communiquent entre eux, ils disposent de systèmes de compression, de systèmes actifs et on ne sait pas vraiment ce qui se passe à un niveau supraliminaire. C'est pourquoi, les mesures à un niveau liminaire ne sont pas fiables, à elles seules, pour déterminer l'équilibre entre les oreilles et il devient nécessaire d'adapter des protocoles alternatifs.

Nous allons ici présenter une méthode qui fait suite à une série de mémoires d'audioprothèse, qui ont permis de mettre en place et de valider un protocole de stéréo-équilibrage. L'élaboration de cette méthode fera l'objet d'un autre article. L'idée de ces travaux est de proposer un protocole simple et rapide, réalisable par tous les audioprothésistes, avec 2 à 3 haut-parleurs.

Pour cela, la configuration nécessite d'avoir 2 haut-parleurs placés face au patient à 1m et situés à des angles de -30 et +30 degrés (Figure 4). Cela permet de se mettre dans les conditions de test Dichotique et Dichotique Inversé, comme définies par Vannson et al. (2017), qui consiste à envoyer la parole dans un haut-parleur (signal) et le bruit dans le second haut-parleur. La condition dichotique correspondant au signal envoyé sur la plus mauvaise oreille et au bruit envoyé sur la

meilleure oreille et l'inverse pour la condition dichotique inversé. Si le patient obtient des résultats très différents entre ces 2 conditions, cela signifie qu'il y a un problème d'asymétrie / de déséquilibre d'intelligibilité. Si le patient veut comprendre dans le bruit, il devra toujours tourner la tête du côté où il comprend le mieux. L'intérêt du stéréo-équilibrage est donc de minimiser la différence (le décalage) de score entre les situations dichotique et dichotique inversé.

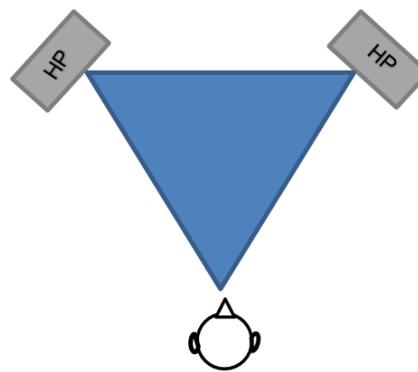


Figure 4. Configuration des haut-parleurs.

A travers les différents mémoires qui ont exploré le stéréo-équilibrage, nous avons souhaité répondre aux questions :

- 1/ Quelle consigne doit-on donner ?
- 2/ Quel protocole fournit les meilleurs résultats
- 3/ Le protocole proposé peut-il être le résultat d'un effet Placebo ?

Nous considérerons que le patient est déjà appareillé.

Au niveau de la consigne, Adrien Keloghlianian (2020) a montré que le déséquilibre du patient était lié à une différence de sonie entre les 2 oreilles. Lorsqu'on souhaite réaliser un stéréo-équilibrage, il ne faut donc pas demander au patient de quel côté il entend, il faut lui demander d'indiquer de quel côté le son est le plus fort.

En ce qui concerne la méthodologie, nous réalisons une audiométrie tonale en champ libre en condition oreilles appareillées et nous recherchons le seuil prothétique de façon classique. Pour la suite, nous diffusons le signal dans les 2 haut-parleurs situés face au patient. La 1^{ère} étape consiste à s'assurer que le son est supportable et aussi fort à droite et à gauche, à 80 dB HL entre 500 et 6000 Hz. Si besoin, nous ajustons le réglage, de sorte que les sons forts soient supportables. Dans un 2^{ème} temps, par analogie à un test de Weber, pour tous les sons entre 500 et 6000 Hz, nous envoyons le

**NOUS ALLONS ICI PRÉSENTER
UNE MÉTHODE QUI FAIT SUITE
À UNE SÉRIE DE MÉMOIRES
D'AUDIOPROTHÈSE, QUI ONT
PERMIS DE METTRE EN PLACE ET
DE VALIDER UN PROTOCOLE DE
STÉRÉO-ÉQUILIBRAGE.**

CAS CLINIQUE SURDITÉ BILATÉRALE

son à 55 dB HL (milieu de la dynamique) et nous demandons au patient de quel côté le son est le plus fort. Nous ajustons le gain des appareils, de sorte que le son soit perçu aussi fort à droite et à gauche. Emma Vidal (2022), dans son mémoire, a pu montrer que cette méthode permet de réduire le déséquilibre entre les conditions Dichotique et Dichotique inversé, aussi bien pour les patients avec des surdités symétriques que pour les patients

avec des surdités asymétrique. Enfin, Lisa Malcoiffe (2023) a pu mettre en évidence, par un protocole de Test-Retest-Reretest, que le bénéfice observé était bien associé au stéréo-équilibrage et n'était pas le résultat d'un apprentissage ou d'un effet Placebo. Le stéréo-équilibrage par la méthode du « Weber à 55 dB HL » semble être la méthode la plus adaptée pour réduire le déséquilibre entre les 2 oreilles.

RÉFÉRENCES

Briskey R. Binaural hearing aids and new innovations. In: Katz J. ed. Handbook of Clinical Audiology, 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1978, pp. 501-507.

Decroix, G., & Dehaussy, J. (1962). Prothèse auditive en stéréophonie et intelligibilité. L'Audioprothésiste Français. N°3, 14-27. Journal français d'O.R.L. XI : 7, 1036-1058.

Decroix, G., Dehaussy, J. (1966). Restauration de l'audition binaurale par appareillages stéréophoniques. Acta Oto-Rhino Laryng. Belgica, t.20, Fasc.2

Dehaussy J. (1975) La fonction binaurale et sa restauration prothétique par appareillage stéréophonique. Bulletin d'Audiophonologie, Vol. 5, n°6, Supplément. Cours de Biophysique. Besançon.

Dillon H. Hearing Aids, Second Edition; Thieme, New York, 2012.

Dodelé L., Dodelé D. (2002). La Procédure APA (Procédure d'Affinement Post Appareillage). Les Cahiers de l'Audition, Vol. 15, N° 5.

Gelfand SA. Essentials of Audiology, Fourth Edition; Thieme, New York, 2016.

Hirsh, I. J. (1950). The relation between localization and intelligibility. Journal of the Acoustical Society of America, 22, 196-200.

Keloghlanian Adrien. Corrélation entre le stéréo-équilibrage et les questionnaires SSQ et SHA. Mémoire d'Audioprothèse, Université Claude Bernard Lyon 1, 2020.

Malcoiffe Lisa. Evaluation d'un test de stéréo-équilibrage sur les pertes asymétriques. Mémoire d'Audioprothèse, Université Claude Bernard Lyon 1, 2023.

Mueller HC, Hall J. Hearing aids: selection consideration. In: Mueller H, Hall J, eds. Audiologist's Desk Reference,

vol. 2. San Diego: Singular Publishers/Thompson Learning, 1998, pp.115-161.

Sedee G. Over Stereo-Akoesie [on spatial binaural hearing]. Thèse Utrecht, 1957.

Staab W. Hearing aid selection: an overview. In: Sandlin RE, ed. Textbook of Hearing Aid Amplification: Technical and Clinical Considerations. San Diego: Singular Publishers/Thompson Learning, 2000, pp. 55-163.

Vannson N, James CJ, Fraysse B, Lescure B, Strelnikov K, Deguine O, Barone P, Marx M. Speech-in-noise perception in unilateral hearing loss: Relation to pure-tone thresholds and brainstem plasticity. Neuropsychologia. 2017 Jul 28;102:135-143.

Vidal Emma. Effet du stéréo-équilibrage en supraliminaire sur la compréhension de la parole dans le bruit et la spatialisation pour une surdité asymétrique. Mémoire d'Audioprothèse, Université Claude Bernard Lyon 1, 2022.

DÉCOUVREZ LA PUISSANCE DE TITANIUM

LES EMBOUTS EN TITANE NOUVELLE GÉNÉRATION DU GROUPE OLBINSKI



DR DIDIER BOUCCARA¹
ARNAUD COEZ²
PR NATALIE LOUNDON³



¹ ORL, PARIS
² AUDIOPROTHÉSISTE,
PARIS
³ HÔPITAL NECKER-
ENFANTS MALADES,
PARIS

EVOLUTION DE L'ACCOMPAGNEMENT AUDIOPROTHÉTIQUE ET MÉDICAL DE FORMES FAMILIALES DE SURDITÉ AVEC LE PROGRÈS DE NOS CONNAISSANCES ET DE NOS PRATIQUES

D. est née en 1984 soit 28 ans avant la mise en place d'un repérage systématique de la surdité à la naissance en maternité. Le repérage de sa perte d'audition faible a été réalisé en 2012, à 28 ans, suite à une visite médicale d'embauche par la médecine du travail (Figure 1A). Le diagnostic posé est une forme précoce de presbycusie, c'est-à-dire d'une perte d'audition isolée liée à l'âge, symétrique et progressive. En 2012, sa perte auditive est considérée comme ayant peu d'impacts sur sa vie sociale. D. apprend qu'elle est malentendante. Elle ne pense pas avoir eu de difficultés particulières dans ses études. Une indication d'appareillage est posée. D. découvre au travers de l'appareillage auditif les conséquences de la malaudition dont elle n'était pas consciente : découverte de sons insoupçonnés, meilleur sens d'alerte (perception des alarmes sonores aiguës...), plus grande facilité d'écoute, moindre effort à fournir, meilleure perception de phonèmes aigus en anglais.

L'appareillage auditif s'est avéré simple à l'aide d'un appareillage ouvert en 'RIC' (écouteur dans le conduit auditif externe). Les réglages qui permettent une optimisation de l'efficacité audioprothétique dans le silence et dans le bruit reposent sur une amplification des sons aigus, avec une utilisation de facteurs de compression adaptés qui semblent compenser un dysfonctionnement des cellules ciliées externes. Inversement, aucune amplification n'est apportée dans les basses fréquences. Le port des appareils est de

plus de 12 heures par jour et améliore selon elle sa qualité de vie : 'elle a le sentiment de mal-entendre quand elle retire ses appareils auditifs'.

L'appareillage fut une révélation. Curieuse de nature, elle avait en 2012 accepté de participer à une recherche en psycho-acoustique développée par l'ENS (Ives, 2014), qui recherchait des patients ayant une perte d'audition légère - moyenne pour évaluer leur capacité à continuer de percevoir des

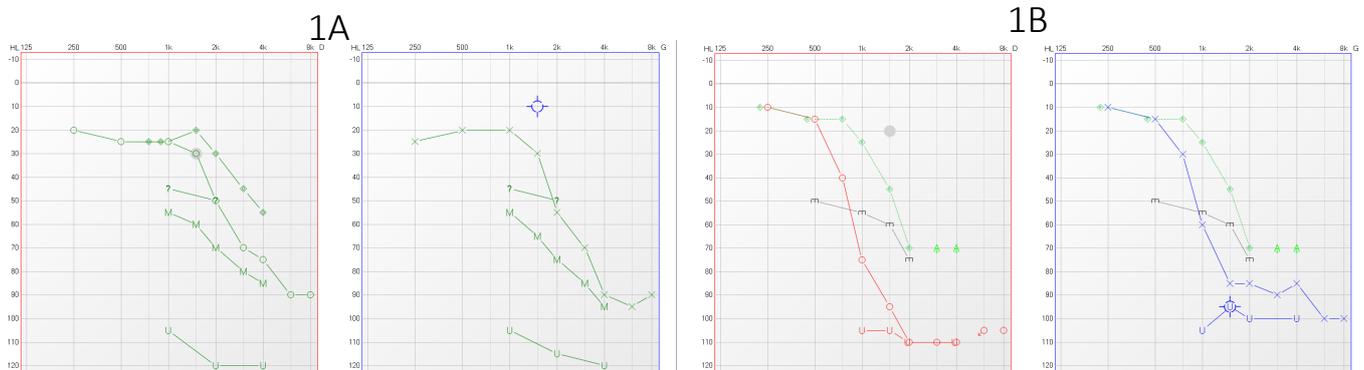


Figure 1. (1A) première audiométrie tonale au casque à l'âge 28 ans (1A) et à 40 ans (1B), seuils liminaires de confort (M-M) et d'inconfort (U-U). Seuils liminaires en champ libre avec appareils auditifs (carrés verts) et supraliminaires de confort (m-m). On notera une perte d'audibilité de 50 dB à 2 kHz en 12 ans et un abaissement des seuils d'inconfort de plus de 10 dB. Les seuils marqués lors de l'écoute de sons au-delà de 1,5 kHz ne témoignent pas de la perception de ces sons mais d'une sensation douloureuse d'ordre vibratoire. L'audiométrie vocale dans le silence avec appareils en champ libre montre par ailleurs une intelligibilité de 100% conservée lors du test dissyllabique de Lafon (voix d'homme) réalisé à un niveau de voix moyenne (45 dB Hv).

IMPLANT COCHLÉAIRE ACCOMPAGNEMENT AUDIOPROTHÉTIQUE ET MÉDICAL

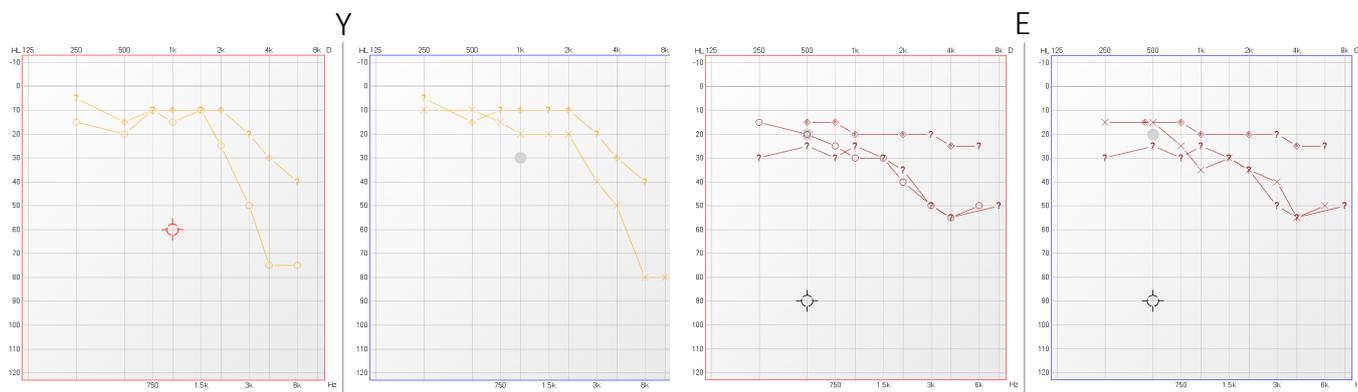


Figure 2. Ses filles nées en 2015 (Y) et 2016 (E) ont pu bénéficier d'un repérage précoce de leur surdité par l'absence d'oto-émission acoustiques provoquées à la naissance. Avertie, un diagnostic précoce de surdité faible a été posé, confirmée par la recherche de potentiels évoqués auditifs parfaitement synchronisés. Devant ce tableau familial, une consultation de conseil en génétique a été proposée. Y et E ont pu bénéficier d'un appareillage auditif précoce avant l'âge de 2 ans.

modulations d'amplitude dans le bruit. A posteriori, cela aurait eu beaucoup plus de sens de lui proposer de participer à une recherche en génétique afin d'identifier un facteur qui aurait pu 'mieux' expliquer cette perte d'audition précoce (Boucher et al, 2021). Mais à cette époque nous n'avions aucune certitude sur 'la piste génétique' en cas de presbycusie ou plus exactement sur une expression tardive de la surdité. Toujours à posteriori, fort de cette connaissance, l'étude en psycho-acoustique à laquelle elle a participé aurait gagné en pertinence si les critères d'inclusion des personnes se prêtant à la recherche avait tenu compte de leur phénotype.

Effectivement, l'hypothèse de la piste génétique s'est renforcée lors de la naissance de ses deux filles, Y en 2015 et E en 2016. En effet, le repérage des surdités systématiques à la naissance à la maternité par 'absence d'oto-émissions' ont permis de détecter les pertes d'audition faibles de Y et de E (Figure 2). Devant ce tableau 'familial', une consultation de génétique pour rechercher des gènes de la surdité a été demandée en 2019. Les résultats de l'étude génétique n'ont pas permis de mettre en évidence une cause génétique en testant les gènes les plus fréquents connus pour être responsables de pertes d'audition mais d'autres analyses sont toujours en cours pour tester d'autres gènes candidats potentiels.

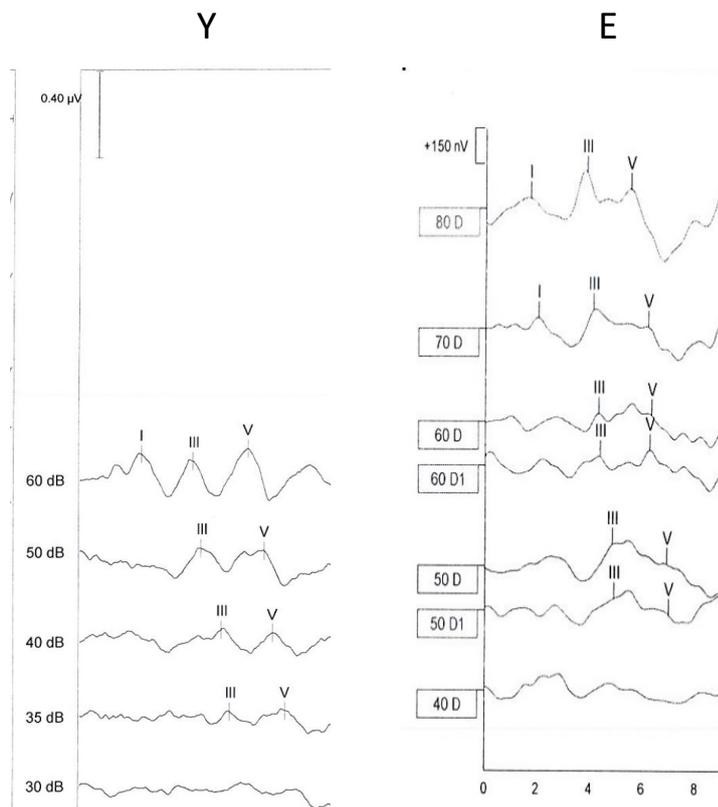


Figure 3. Les potentiels évoqués auditifs qui ont été réalisés dans le cadre du diagnostic et de la recherche d'un seuil d'audition apportent à l'audioprothésistes d'autres informations qualitatives. Les ondes du complexe (I-V) sont parfaitement individualisables pour un niveau de 60 dB dans le cas de Y et de 80 dB dans le cas de E. Les réglages des gains des appareils en tiennent compte afin de porter à ces niveaux une voix d'intensité moyenne. L'absence d'oto-émissions et donc la dysfonction caractérisée des cellules ciliées externes nous ont incités à utiliser une compression d'entrée du signal. Le réglage des appareils auditifs gagnerait à incorporer ces résultats de tests objectifs qui ont permis de poser par ailleurs le diagnostic mais aussi d'incorporer la dimension croissance de sonie au travers de l'étude de l'amplitude du réflexe stapédien ou de l'amplitude des produits de distorsion par exemple.

Les évaluations fonctionnelles de Y et E nous renseignent sur l'histoire de la surdité de leur mère. Présence de PEA parfaitement synchronisés (**Figure 3**), témoignant d'un bon fonctionnement des voies afférentes, absence d'oto-émissions acoustiques témoignant d'un dysfonctionnement des cellules ciliées externes. Ce type de perte d'audition répond parfaitement à l'appareillage auditif qui par l'amplification des sons faibles et la compression des niveaux d'entrée permet une compensation honorable de la dysfonction cellulaire externe. Un accompagnement orthophonique a été proposé et assez rapidement arrêté devant l'évolution très favorable de Y et E. Ainsi, D. aurait une perte d'audition de naissance, lentement évolutive, de diagnostic tardif du fait de l'absence de repérage systématique de la surdité dans les années 1980.

A ce jour (2024), la perte d'audition de D. est sévère selon la classification BIAP (**Figure 1B**). D. n'a pas pu bénéficier d'explorations fonctionnelles objectives complémentaires néanmoins les mesures psycho-acoustiques réalisées montrent qu'il n'y a plus de perception des sons aigus. Les sons au-delà de 1,5 kHz émis par l'audiomètre ne procurent plus de sensations sonores et sont très rapidement perçues inconfortables ou de type vibratoire. Ainsi au cours du temps, les conséquences de l'expression génétique entraînent également une atteinte des voies auditives afférentes, ne permettant plus aux cellules ciliées internes de remplir leur rôle au-delà de 1,5 kHz en plus de l'atteinte définitive des cellules ciliées externes. L'appareillage auditif conventionnel atteint une limite indépassable, incapable de pallier au manque de perception des sons aigus. La compression fréquentielle est elle-même d'aucun secours car elle ne permet pas d'abaissement fréquentiel en deçà de 1,5 kHz. Ce manque d'efficacité de l'appareillage, même s'il aide à une meilleure audibilité des sons graves et medium et une intelligibilité de 100% dans le silence avec appareils auditifs, engendre des désordres extra-auditifs malgré l'aménagement du poste de travail et l'utilisation de compléments d'appareillage de type microphones déportés. L'emploi du 'multimic'® a permis d'augmenter le confort des visio conférences, et des conférences auxquelles D. participe. Néanmoins, elle se sent fatiguée, irritable le soir avec ses enfants. Des difficultés dans son travail font jour. Elle pleure en y pensant. Les répercussions sur son sommeil sont importantes et elle note l'apparition récente d'acouphènes.

Si D. était enfant, devant le caractère évolutif de la perte d'audition, les limites fonctionnelles rencontrées par l'appareillage auditif, les répercussions énormes sur ses capacités d'apprentissage, d'attention, de fatigue, de symptômes pré-dépressifs, une indication d'implantation cochléaire serait

proposée aux parents. Seraient expliqués les limites fonctionnelles de l'appareillage conventionnel, ses conséquences sur son mal-être physique psychique et social malgré le fait que dans le silence à un niveau de voix moyenne 100% des mots soient répétés. De notre expérience, chez l'adulte, pour répondre aux critères de l'HAS, il faudra attendre que le score d'intelligibilité chute à moins de 50% d'intelligibilité, pour qu'une indication d'implantation cochléaire soit posée afin de pouvoir garantir à la patiente une amélioration de l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit après implantation. On peut s'interroger sur le bien-fondé de cette stratégie reposant sur les seuls objectifs d'amélioration de l'intelligibilité dans le silence et dans le bruit en dehors de toute autre considération faute de procédures normées d'évaluation de l'effort d'écoute, de la qualité d'écoute, de la qualité de vie, de la santé psychique et sociale.

Les mêmes causes produisant les mêmes effets, D. est très inquiète pour l'avenir de ses filles en plus d'un sentiment injustifié de culpabilité d'avoir transmis un handicap dont elle souffre elle-même aujourd'hui. Elle bénéficie d'une écoute médicale remarquable côté ORL pédiatrique, qui la rassure sur la bonne santé actuelle de ses filles, ORL de ville qui saura l'orienter vers l'équipe chirurgicale le moment venu, de l'accompagnement d'une généticienne qui saura la conseiller et proposer un conseil génétique à ses filles au besoin, et l'audioprothésiste à qui elle a confié il y a 13 ans son audition, puis celle de ses filles. Une équipe d'accompagnement se constitue progressivement autour de D. qui pourrait être enrichie très prochainement d'un psychologue puis d'un chirurgien OrL spécialisé dans l'implantation cochléaire adulte.

**LES MÊMES CAUSES
PRODUISANT LES MÊMES
EFFETS, D. EST TRÈS INQUIÈTE
POUR L'AVENIR DE SES FILLES
EN PLUS D'UN SENTIMENT
INJUSTIFIÉ DE CULPABILITÉ
D'AVOIR TRANSMIS UN HANDICAP
DONT ELLE SOUFFRE ELLE-MÊME
AUJOURD'HUI.**

RÉFÉRENCES

Boucher S et al., 2020, *Ultrarare heterozygous pathogenic variants of genes causing dominant forms of early-onset deafness underlie severe presbycusis.*, Proc Natl Acad Sci U S A. 8;117(49):31278-31289.

Ives DT, Kalluri S, Strelcyk O, Sheft S, Miermont F, Coez A, Bizaguet E, Lorenzi C., 2014,

Effects of noise reduction on AM perception for hearing-impaired listeners., J Assoc Res Otolaryngol. 2014 Oct;15(5):839-48.

JESSICA NILSSON
ELISA TAFFOUREAU



COMITÉ DE
RÉDACTION
SCIENTIFIQUE
AUDIKA

PRISE EN CHARGE D'UN PATIENT ATTEINT DE LA MALADIE DE MÉNIÈRE

Monsieur S, âgé de 53 ans, a consulté son ORL début 2022 à la suite d'un hydrops cochléaire gauche qui a entraîné une surdité brusque unilatérale (**Figure 1**), accompagnée de l'apparition d'acouphènes latéralisés à gauche et de crises de vertiges. L'audition de l'oreille droite reste normale. Une IRM a mis en évidence une absence du saccule¹. L'ORL diagnostique une maladie de Ménière²⁻⁴ et lui prescrit des corticoïdes (traitement d'une semaine)^{5,6}, du Betaserc (anti-vertigineux) et de l'Aldactone (diurétique)² dont les doses ont été progressivement réduites pendant 6 mois jusqu'à l'arrêt complet du traitement.

SURDITÉ BRUSQUE

Une récupération partielle de son audition a été observée (**Figure 2**) mais le patient se plaint d'une gêne importante. Son entourage lui fait remarquer qu'il parle fort et qu'il fait régulièrement répéter. La gêne s'accroît lors de discussions à plusieurs et dans des environnements bruyants. Monsieur S est un homme très actif, maître de conférences à l'université, et évolue dans un environnement sonore varié : cours en amphithéâtre, échanges avec des étudiants situés à plusieurs mètres de distance, réunions entre collègues, échanges en anglais. Il téléphone uniquement avec son oreille droite car il ressent une qualité d'écoute trop dégradée à gauche. Il décrit aussi une difficulté à localiser la provenance des sons, et l'utilisation de sous-titres lui est nécessaire pour l'écoute de la télévision.

Le médecin ORL lui prescrit un appareil auditif gauche⁷ en septembre 2023. Pour l'essai, un mini-rite classe 2 a été choisi avec le patient, adapté avec un écouteur de puissance 60 dB et un dôme fermé après l'échec d'un micro-embout sur mesure non supporté. Notons que l'UCL (Uncomfortable Loudness Level) n'a pas été testé sur le patient afin d'éviter tout risque d'exacerbation des acouphènes⁸ mais le MCL (Most Comfortable Level) a été mesuré.



Figure 3. Audiométrie vocale d'octobre 2023 (oreille gauche avec masking controlatéral au casque et en champ libre).

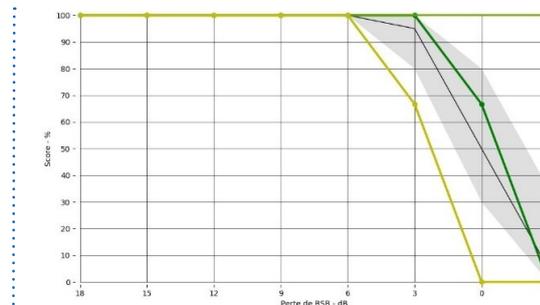


Figure 4. Vocale dans le bruit (VRB) avec (vert) et sans (jaune) appareil (octobre 2022).

Figure 1. Audiométrie après surdité brusque (octobre 2022).

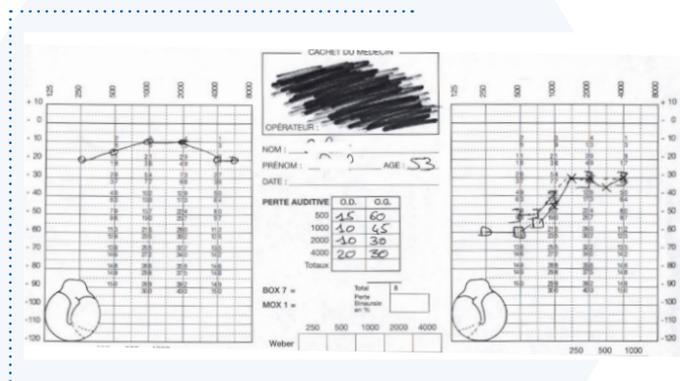
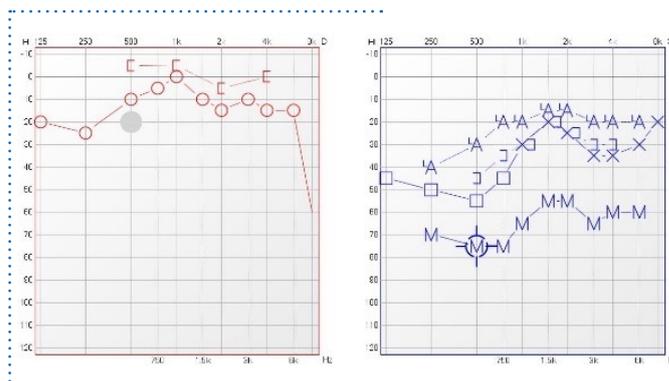


Figure 2. Audiométrie post appareillage (octobre 2023).



L'adaptation s'est très bien passée, le temps de port moyen est de 14 heures par jour. Le patient exprime une grande satisfaction concernant le streaming audio, tant pour l'écoute musicale que pour les conversations téléphoniques. La compréhension dans le bruit, mesurée avec la VRB, s'est nettement améliorée (**Figure 4**) tandis que le Tinnitus Handicap Inventory (THI)⁹ est resté identique avant et après l'adaptation : 18/100. De plus, la localisation des sons a progressé. Le test de Decroix-Dehaussy¹⁰ a été réalisé avec une configuration à 5 haut-parleurs, ajustée en fonction de l'équipement, tout en respectant les principes du protocole¹¹ : le score d'indice de gêne de localisation spatiale (IGLS) passe de 3 à 1 (**Figure 5**).

FLUCTUATION DE L'AUDITION ET ACCENTUATION DE L'ACOUPHÈNE

Lors du suivi annuel, M. S évoque quelques crises de vertiges au cours des 6 derniers mois mais ressent une amélioration de son audition : l'audiométrie révèle une remontée des seuils sur les fréquences graves, confirmant cette sensation. (**Figure 6**). Après une évaluation plus détaillée¹², M. S rapporte une accentuation de son acouphène à gauche, de type bourdonnement, qui occasionne des difficultés de concentration lorsqu'il lit ou prépare ses cours.

L'acouphénométrie¹³ situe l'acouphène gauche à 4 dB au-dessus du seuil, à 710 Hz (**Figures 6-7**). Le THI est alors de 54/100, indiquant un handicap modéré impactant les activités quotidiennes⁹. L'EVA (Echelle Visuelle Analogique)¹⁴ de gêne est de 6,3/10 et l'EVA d'intensité est de 3,1/10.

La perte auditive mesurée ne nécessite plus l'utilisation d'un appareil auditif. Toutefois, M. S, en accord avec son ORL, continue de le porter afin de réduire la perception de son

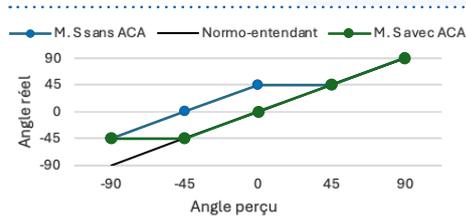


Figure 5. Résultats du test de localisation spatiale Decroix-Dehaussy avec SHP. Aucune pénalité de retard lors du calcul de l'IGLS.

acouphène. Les réglages sont ajustés en prenant en compte l'amélioration des seuils auditifs. À la demande du patient, aucun générateur de bruit blanc n'a été intégré, le léger réglage lui convient. Le score du THI est passé à 22/100 avec l'appareil, traduisant un handicap léger. L'EVAg est à 2/10 et l'EVAi à 1,6/10. Le port de l'appareil est devenu moins régulier, M. S l'utilisant selon ses besoins.

Trois mois plus tard, il rapporte que son acouphène ne le gêne plus : THI 12/100, même sans appareil. Son audition reste stable et aucun épisode de vertige n'a été signalé.

CONCLUSION

Ce cas clinique illustre une prise en charge de la maladie de Ménière grâce à une approche interdisciplinaire incluant un traitement médical initial, suivi d'une adaptation prothétique. L'appareillage auditif a permis d'améliorer la compréhension dans le bruit, la localisation spatiale et de réduire la gêne liée aux acouphènes, tout en s'ajustant à l'évolution du seuil auditif. Bien que le port de l'appareil soit devenu moins régulier, le patient bénéficie d'une nette amélioration de sa qualité de vie, avec des acouphènes non gênants et une audition stable, démontrant l'efficacité d'un suivi personnalisé et progressif. Ce profil de patient, dont l'audition peut fluctuer, nécessite un suivi régulier et des consultations en urgence sont parfois nécessaires en cas d'aggravation des symptômes.



Figure 6. Audiométrie hautes fréquences (septembre 2024).

Correspondance de hauteur	T	710 Hz
Correspondance d'intensité	T	4 SL
Seuil d'audition	•	15 HL

Figure 7. Acouphénométrie gauche (septembre 2024).

RÉFÉRENCES

- Venkatasamy A, Veillon F, Fleury A, Eliezer M, Abu Eid M, Romain B, et al. Imaging of the saccule for the diagnosis of endolymphatic hydrops in Meniere disease, using a three-dimensional T2-weighted steady state free precession sequence: accurate, fast, and without contrast material intravenous injection. *Eur Radiol Exp*. 9 oct 2017;1:14.
- Magnan J, Özgirgin ON, Trabalzini F, Lacour M, Escamez AL, Magnusson M, et al. European Position Statement on Diagnosis, and Treatment of Meniere's Disease. *J Int Adv Otol*. août 2018;14(2):317-21.
- Lopez-Escamez JA, Carey J, Chung WH, Goebel JA, Magnusson M, Mandalà M, et al. Diagnostic criteria for Meniere's disease. *J Vestib Res*. 1 janv 2015;25(1):1-7.
- Wu V, Sykes EA, Beyea MM, Simpson MTW, Beyea JA. Approche à adopter pour la prise en charge de la maladie de Ménière. *Can Fam Physician*. juill 2019;65(7):468-72.
- Chandrasekhar SS, Tsai Do BS, Schwartz SR, Bontempo LJ, Faucett EA, Finestone SA, et al. *Clinical Practice Guideline: Sudden Hearing Loss (Update)*. *Otolaryngol Neck Surg*. 2019;161(S1):S1-45.
- Mattox DE, Simmons FB. Natural History of Sudden Sensorineural Hearing Loss. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1 juill 1977;86(4):463-80.
- Borre ED, Kaalund K, Frisco N, Zhang G, Ayer A, Kelly-Hedrick M, et al. The Impact of Hearing Loss and Its Treatment on Health-Related Quality of Life Utility: a Systematic Review with Meta-analysis. *J Gen Intern Med*. févr 2023;38(2):456-79.
- Hébert S, Fournier P, Noreña A. The Auditory Sensitivity is Increased in Tinnitus Ears. *J Neurosci*. 6 févr 2013;33(6):2356-64.
- Newman CW, Jacobson GP, Spitzer JB. Development of the Tinnitus Handicap Inventory. *Arch Otolaryngol Neck Surg*. 1 févr 1996;122(2):143-8.
- Decroix C, Dehaussy J. Nouvelle Epreuve Stéréaudiométrique. In: *La mesure multidirectionnelle du gain prothétique*. *Journal Français d'ORL*. 1971. p. 643 à 651.
- Rembaud F, Alzahr M. Localisation vers de nouveaux outils d'évaluation. *Cah Audit*. 2023;(5):7-10.
- Nascimento I da P, Almeida AA, Diniz J, Martins ML, Freitas TMMWC de, Rosa MRD da. Tinnitus evaluation: relationship between pitch matching and loudness, visual analog scale and tinnitus handicap inventory. *Braz J Otorhinolaryngol*. 21 juin 2018;85(5):611-6.
- López-González MA, Cambil E, Abrante A, López-Fernández R, Barea E, Esteban F. Tinnitus measurement with conventional audiometer versus high-frequency audiometer. *Acta Otorinolaringol Esp*. 2012;63(2):102-5.
- Dode A, Mehdi M, Pruss R, Schlee W, Probst T, Reichert M, et al. Chapter 9 - Using a visual analog scale (VAS) to measure tinnitus-related distress and loudness: Investigating correlations using the Mini-TQ results of participants from the TrackYourTinnitus platform. In: Langguth B, Kleinjung T, Ridder DD, Schlee W, Vanneste S, éditeurs. *Progress in Brain Research*. Elsevier; 2021. p. 171-90. (Tinnitus - An Interdisciplinary Approach Towards Individualized Treatment: Results from the European Graduate School for Interdisciplinary Tinnitus Research).

STÉPHANE GARNIER



AUDIOPROTHÉSISTE
MEMBRE DU
COLLÈGE NATIONAL
D'AUDIOPROTHÈSE

INTÉRÊT ET PIÈGES DE LA MESURE DU SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT (SSI)

Il est fréquent de rencontrer des audioprothésistes qui s'interroge sur l'intérêt de la mesure du seuil subjectif d'inconfort. On peut s'en offusquer et mal les considérer ou alors réexpliquer les nombreux intérêts de cette mesure et les pièges que l'on peut rencontrer. Lesquels sont d'ailleurs souvent à l'origine même du découragement.

Les techniques de mesure des SSI font l'objet d'une formation spécifique, il s'agit ici d'énumérer de manière argumentée les différents axes de réflexion autour de cette mesure.

POURQUOI MESURER LE SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT ?

INTÉRÊT AUDIOLOGIQUE

Si on ne teste pas les SSI, ceux-ci sont calculés statistiquement à partir des seuils liminaires par le logiciel fabricant ou celui de la chaîne de mesure in-vivo. Il faut savoir que ces tables de conversions statistiques souffrent d'une variabilité inter-individuelle de +/- 10 dB (une déviation standard, c'est-à-dire qu'un tiers des patients sont au-delà 10 dB d'écart !). ¹ (Figure 1)

Cette marge d'erreur peut avoir des conséquences significatives sur le confort auditif des patients, car une amplification incorrecte peut entraîner soit une exploitation insuffisante de la dynamique résiduelle, soit au contraire une gêne due à une amplification excessive.

Contrairement à la croyance populaire, la mesure du SSI réalisé convenablement (selon le protocole de Pascoe ou de l'IHAFF) ne souffre que d'une très faible variabilité intra-individuelle (test-re test, coefficient de fiabilité

>90% à partir de 500Hz, équivalent à celui des seuils liminaires). ^{2,3,4}

On ne parle pas ici de ce dont on peut se contenter ou obtenir grâce à la technologie mais de ce que l'on peut faire de mieux en tant qu'audioprothésiste

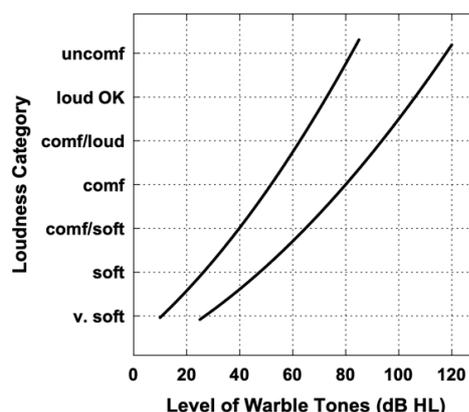
VARIABILITÉ INTER-INDIVIDUELLE LIÉE À LA RÉSERVE COCHLÉAIRE

Une des principales variabilités réside dans la forte disparité de réserve cochléaire retrouvées parmi des patients présentant pourtant des seuils liminaires identiques. Par exemple, les distortions de la fonction sonie sont très différentes en fonction du niveau d'atteinte respectif des cellules ciliées internes et externes. L'attente des CCE provoque du recrutement (perte de la compression cochléaire) alors que celle des CCI, dont le fonctionnement est quasi linéaire, en provoque beaucoup moins. Pour une même perte auditive liminaire, un patient ayant une attente des CCI aura des seuils d'inconfort supérieurs à un patient ne souffrant que d'une atteinte des CCE. L'atteinte de nombre d'autres

Figure 1. Illustration de la variabilité inter-individuelle (la variabilité test-re test est très bonne) des mesures d'UCL (« unconf » sur le graphique de droite) dont les valeurs normatives font de 90 à 110 dB HL (moyenne à 100).

CATEGORIES OF LOUDNESS

7. UNCOMFORTABLY LOUD
6. LOUD, BUT O.K.
5. COMFORTABLE, BUT SLIGHTLY LOUD
4. COMFORTABLE
3. COMFORTABLE, BUT SLIGHTLY SOFT
2. SOFT
1. VERY SOFT



structures, périphériques ou plus centrales (fibres du nerf auditif, strie vasculaire, cellules spécifiques des noyaux cochléaires...) peuvent participer à cette variabilité qu'on pourra qualifier de physiologique.⁵

VARIABILITÉ INTER-INDIVIDUELLE LIÉE AU JUGEMENT DE SONIE

Le jugement de sonie est une grandeur psychoacoustique extrêmement sensible aux facteurs que l'on pourrait appeler environnementaux. En fonction d'un grand nombre de paramètres, le principal étant l'environnement sonore moyen dans lequel baigne le patient et sur lequel la surdité va évidemment avoir un impact très important, la perception subjective de l'intensité d'un son sera différente même chez deux patients ayant une réserve cochléaire parfaitement identique. Par exemple un patient évoluant au quotidien dans des ambiances sonores importantes aura tendance à sous-estimer la sonie lors des tests (SSI plus haut en intensité) alors qu'un patient n'étant que rarement soumis à des niveaux sonores élevés la surestimerait au contraire (SSI plus bas en intensité). En présence d'une surdité, ce paramètre environnemental s'ajoutera aux effets de la privation sensorielle.

NOTION DE « COMPENSATION CLINIQUE »

Un argument souvent avancé pour réfuter la nécessité du test des SSI est ce que l'on pourrait appeler la « compensation clinique », c'est-à-dire le fait de pouvoir juger des problématiques de sonie grâce à l'interrogatoire du patient en contrôle immédiat. C'est en partie vrai, les patients présentant des SSI bas (en intensité) manifesteront leur gêne assez rapidement dès la mise en place des appareils. En revanche, il est pour ainsi dire impossible de détecter de cette manière les patients dont le SSI est au-dessus de la moyenne (par définition environ la moitié des patients), aucun ne se plaindra de ne pas percevoir assez fort les sons forts... pourtant la nature optimale du réglage dépend de ce paramètre.

INTÉRÊTS PROTHÉTIQUES OPTIMISATION DES CIBLES

La plupart des méthodologies de réglage proposées par les fabricants utilisent les SSI à minima pour paramétrer les MPO, et généralement pour paramétrer les taux de compression. C'est le cas également de la méthode DSL v5. La seule méthodologie à échapper à cette règle est le NAL-NL1 un NAL-NL2 qui ne se base que sur les seuils lumineux.⁶

Mais attention, il faut être cohérent jusqu'au bout. Si vous laissez un algorithme décider du MPO et de la compression à votre place, soyez sûr de mesurer les SSI à la manière

attendue par cet algorithme, généralement avec la méthode de Pascoe ou du IHAFF. Par exemple, supposons que vous mesurez vos SSI en utilisant la méthode du réflexe cochléo-palpébral (par ailleurs tout à fait correcte) et que vous obteniez un seuil à la valeur normative, c'est-à-dire 115 dB HL. Chez ce même patient, vous auriez mesuré des seuils de 100 dB HL en utilisant la méthode de Pascoe attendue par l'algorithme fabricant. Si vous injectez dans l'algorithme le seuil de 115 dB HL, il considèrera que votre patient a des SSI 15 dB au-dessus de la normale. Vous vous retrouverez donc avec des MPO très supérieurs à la prescription idéale pour le patient (du point de vue du fabricant) et probablement des taux de compression fortement réduits et probablement inadaptés.

Si on souhaite utiliser sa propre méthode d'évaluation des SSI, par exemple le réflexe cochléo-palpébral, il vaudra mieux demander à l'algorithme de ne pas tenir compte des SSI mesurés (à cause du biais que nous venons de décrire dans le paragraphe précédent) et de prendre en compte nous-mêmes dans le réglage. Par exemple si les SSI sont anormalement hauts en intensité, j'augmenterai les MPO et je réduirai la compression par rapport aux réglages de statistique préconisés.

VISUALISATION DE LA DYNAMIQUE RÉSIDUELLE

Pour les utilisateurs d'in vivo mais aussi les autres (courbes fabricant), la visualisation en niveaux de sortie SPL de la dynamique auditive réelle du patient est un facteur clé dans l'optimisation du réglage des gains et des compressions. Quelle que soit la méthode d'appareillage, le contrôle immédiat de la position des courbes ISTS à faible, moyen et fort niveaux (classiquement 50, 65 et 80 dB SPL) au sein de la dynamique résiduelle est un gage de qualité très important.

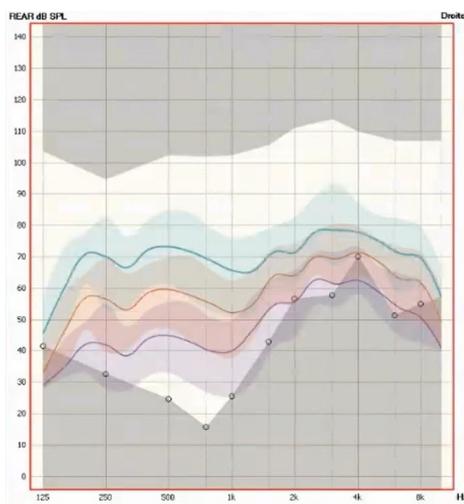
Mais attention, la fiabilité de l'affichage des seuils audiométriques SPL en niveau de sortie, que ce soit dans les logiciels fabricants ou en in vivo, ne dépend pas seulement de la qualité des mesures. En effet pour convertir les dB HL utilisés lors de l'audiométrie en dB SPL affichés, le logiciel utilise le tableau de conversion statistique. Celle-ci, même dans sa version la plus moderne, souffre d'une variabilité inter-individuelle importante (+/- 10 dB lorsque le transducteur est un casque, +/- 5 dB pour les inserts). Si vous souhaitez utiliser de manière fine les SSI dans votre paramétrage in vivo des taux de compression et du MPO, vous devrez passer par l'étape du RECD (mesure directe de la table de conversion) qui vous permet une juste transcription du dB HL (inserts) en dB SPL.⁷

ON NE PARLE PAS ICI DE CE DONT ON PEUT SE CONTENTER OU OBTENIR GRÂCE À LA TECHNOLOGIE MAIS DE CE QUE L'ON PEUT FAIRE DE MIEUX EN TANT QU'AUDIOPROTHÉSISTE.

MÉTIER ET TECHNIQUE

MESURE DU SEUIL SUBJECTIF D'INCONFORT

Figure 2. Illustration de la sous-exploitation de la dynamique résiduelle d'un patient avec des UCL haut en intensité réglé avec des valeurs statistiques.



AMÉLIORATION DE LA SATISFACTION IMMÉDIATE DU PATIENT

Nous savons que les toutes premières semaines d'utilisation des aides auditives sont cruciales en termes d'observance. La juste sonie est un facteur clé de la satisfaction immédiate. Ni trop, c'est-à-dire confortable, même chez les patients ayant des SSI bas en intensité. Ni trop peu chez les patients présentant une dynamique résiduelle généreuse (SSI hauts en intensité) et qui qualifieront un réglage standard comme « étouffé » puisque l'appareil gardera les niveaux de sortie en bas de leur dynamique avec un excès de compression. (Figure 2)

Par ailleurs, les tâtonnements inhérents aux changements de choix prothétiques en cours d'appareillage sont préjudiciables.

Un changement de couplage ou d'écouteur en cours d'adaptation n'est pas un problème en soi mais complexifie inutilement l'expérience du patient s'il peut être évité.

Mais attention, l'audioprothèse repose sur 3 piliers : (1) l'audiologie, (2) la technique et (3) la clinique. Les deux premiers ne doivent

pas faire oublier le dernier, nous voyons beaucoup trop d'audioprothésistes réalisant d'excellents tests audiologiques et mettant en œuvre précisément les réglages en in vivo mais oubliant le troisième pilier à savoir l'échange et l'interrogatoire du patient.

PRÉVENTION DES DOMMAGES AUDITIFS

Sans faire de catastrophisme naïf, un appareil auditif mal ajusté peut causer des dommages supplémentaires à l'audition du patient. Beaucoup de patient ont cette inquiétude en tête et la mesure et la prise en compte expliquée des SSI sont vécues très positivement.

SYNTHÈSE ET RECOMMANDATIONS

Vous l'aurez compris, tout est affaire de cohérence avec l'usage que l'on souhaite faire des mesures supraliminaires et en particulier des SSI.

Si vous avez l'habitude de confier l'élaboration de vos réglages au logiciel fabricant, il est très important de réaliser la mesure des SSI conformément à ce qui est préconisé par l'algorithme, le plus souvent la méthode de Pascoe ou de l'IAHAFF.

Si l'objectif est d'utiliser par vous-même les UCL mesurés, c'est-à-dire qu'il n'entre pas dans un algorithme fabricant, vous avez une liberté totale dans le mode de recueil des seuils (parmi les méthodes reconnues comme fiables...). Vous demandez dans ce cas au logiciel de prendre en compte les UCL statistiques et vous modifier vous-même les réglages pour tenir compte de vos mesures.

Si vous travaillez en in vivo, et en particulier si vous visualisez vos courbes en niveau de sortie, pour analyser la dynamique résiduelle, il est fortement recommandé à minima d'utiliser les inserts comme transducteur audiométrique et idéalement de mesurer le RECD.

Dans tous les cas quel que soit votre niveau de compétences en audiologie tonale (mesure des seuils audiométriques liminaires et supraliminaires) et en technique prothétique (in vivo...), ne jamais oublier les étapes de l'évaluation vocale, de l'interrogatoire du patient et du contrôle audiologique immédiat (gains prothétiques...).

QUEL QUE SOIT VOTRE NIVEAU DE COMPÉTENCES EN AUDIOLOGIE TONALE ET EN TECHNIQUE PROTHÉTIQUE, NE JAMAIS OUBLIER LES ÉTAPES DE L'ÉVALUATION VOCALE, DE L'INTERROGATOIRE DU PATIENT ET DU CONTRÔLE AUDIOLOGIQUE IMMÉDIAT.

RÉFÉRENCES

1. Keller, Jennifer N., "Loudness discomfort levels: A retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine" (2006). Independent Studies and Capstones. Paper 83. Program in Audiology and Communication Sciences, Washington University School of Medicine.
2. Vidal JL, Park JM, Han JS, Alshaikh H, Park SN. Measurement of Loudness Discomfort Levels as a Test for Hyperacusis: Test-Retest Reliability and Its Clinical

Value. Clin Exp Otorhinolaryngol. 2022;15(1):84-90. doi:10.21053/ceo.2021.00318

3. Pascoe, D.L. (1988). Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In J. Hensen (Ed.), Hearing aid fitting: Theoretical and practical views (pp. 129-152). Proceedings of the 13th Danavox Symposium, Copenhagen.

4. Valente M, Van Vliet D. The Independent Hearing Aid Fitting Forum (IAHAFF) Protocol. Trends Amplif. 1997;2(1):6-35.

5. Nordmann AS, Bohne BA, Harding GW. Histopathological differences between temporary and permanent threshold shift. Hear Res. 2000 Jan;139(1-2):13-30.

6. Baker, Sandra & Jenstad, Lorraine. (2017). Matching real-ear targets for adult hearing aid fittings: NAL-NL1 and DSL v5.0 prescriptive formulae. Canadian Journal of Speech-Language Pathology and Audiology. 41. 227-235.

7. Munro, Kevin J.; Millward, Kerri E. (2006) The Influence of RECD Transducer When Deriving Real-Ear Sound Pressure Level. Ear and Hearing 27(4): p 409-423.



45^e CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES
20 & 21 Mars 2025 - Paris

PALAIS DES CONGRÈS

**Enjeux
du secteur
Actualités
du métier**

**Débats
Tables rondes
Ateliers**

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

Organisation



Télécharger l'application mobile du congrès



congresdesaudios.org

Inscrivez-vous au congrès dès à présent





LA SOLUTION NOMADE WIDEX PLUS SMART QUE JAMAIS...

WIDEX **SMARTRIC**[™]



Meilleure compréhension de la parole dans le bruit grâce à sa nouvelle forme novatrice, qui offre un positionnement optimal sur l'oreille et une meilleure directionnalité.



Plus de confort au quotidien avec le repositionnement du nouveau bloc microphones, améliorant les performances dans le vent et les bruits de contact.



Utilisation facile du produit grâce à des indicateurs LED simples et fiables.



Solution offrant la plus longue autonomie du marché grâce à la performance optimisée et prolongée de la batterie de l'aide auditive et le nouveau chargeur nomade au design haut de gamme offrant plus de 7 jours de tranquillité sans devoir se brancher sur secteur.

WIDEX

UN SON COMME AUCUN AUTRE