

REVUE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIO-
PROTHÈSE

Les Cahiers de
l'Audition

BIMESTRIEL

Janvier / Février 2022 - Vol 35 - N°1 / WWW.COLLEGE-NAT-AUDIO.FR



DOSSIER
PRIX DU CNA
2^{ÈME} PARTIE

CAS CLINIQUE
**ACCOMPAGNEMENT
DE L'ENFANT SOURD
À LONG TERME**

IMPLANTS COCHLÉAIRES
**UNE RÉHABILITATION
PLUS RAPIDE**

MÉTIER ET TECHNIQUE
**QUESTIONNAIRE
D'HABILITÉS AUDITIVES**

VEILLE TECHNIQUE INNOVATIONS DES INDUSTRIELS



Audika s'engage depuis plus de 40 ans à aider le plus grand nombre à entendre mieux et changer leur vie.



UN RÉSEAU INTÉGRÉ

Nos 1200 collaborateurs sont tous salariés, ce qui permet d'assurer un niveau de formation de grande qualité et un suivi optimal de nos clients dans l'ensemble du réseau. Nos collaborateurs sont tous des collègues, ce qui favorise l'échange entre pairs sur les bonnes pratiques « métier » et le développement d'une culture d'entreprise forte.



UN RÉSEAU DE PROXIMITÉ

Notre réseau compte près de 600 centres répartis sur l'ensemble du territoire, afin d'établir

une relation de proximité et de confiance avec nos clients.

Nous favorisons le management de proximité et l'esprit d'équipe pour créer un univers professionnel bienveillant et épanouissant pour nos collaborateurs.



UN RÉSEAU EXPERT

Afin d'offrir les meilleurs conseils et le meilleur suivi possible à nos clients, nos audioprothésistes bénéficient d'une formation continue en audiologie tout au long de leur parcours professionnel. 3 pôles d'expertises viennent renforcer ce savoir-faire (acouphènes, pédiatrie, implants) pour proposer toutes les solutions auditives à nos clients.

➔ REJOIGNEZ LA TEAM AUDIKA ! ⬅

Plus d'informations sur recrutement.audika.fr ou contactez
Ghislaine au 07 85 79 23 60 – ghch@audika.com



Les Cahiers de l'Audition

Vol 35 - N°1 - Janvier / Février 2022

Editeur : Collège National d'Audioprothèse
ANT Congrès - 154 avenue de Lodève
34070 Montpellier

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

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

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

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

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

Impression : DB PRINT

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE BUREAU

Président : DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président : COLIN David

2^e Vice Présidente : BALET Charlotte

Secrétaire général : RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe : GUEMAS Céline

Trésorier Général : ROY Thomas

Trésorier Général adjoint : POTIER Morgan

Présidents d'Honneurs : BIZAGUET Eric,
LAURENT Stéphane, LE HER François

MEMBRES

BISCHOFF Hervé, BLANCHET Jean-Jacques,
COEZ Arnaud, DEJEAN François,
DELERCE Xavier, GALLEGRO Stéphane,
GARNIER Stéphane, GAULT Alexandre,
GERBAUD Grégory, GUTLEBEN Jehan,
HANS Eric, HUGON Bernard, JILLIOT Jérôme,
LASRY Yves, LEFEVRE Frank, NAHMANI Yoan,
REMBAUD Frédéric, ROBIER Mathieu,
ROY Benoit, THIBAUT Philippe,
VESSON Jean-François, VINET Alain,
WATERLOT Paul-Edouard

MEMBRES HONORAIRES

ARTHAUD Patrick, AUDRY Jean-Claude,
BANCONS Jean †, Beraha Jean-Paul,
BIZAGUET Geneviève, CHEVILLARD Daniel,
DAGAIN Christine, DE BOCK Ronald †,
DEBRUILLE Xavier, DEGOVE François,
DEHAUSSY Jacques †, DUPRET Jean-Pierre †,
ELCABACHE Charles, FAGGIANO Robert,
FONTANEZ Francis, NICOT-MASSIAS Maryvonne,
OLD Jean †, PEIX Georges †,
RAINVILLE Maurice †, RENARD Xavier †,
VAYSSETTE Joany †, VEIT Paul †

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

CARLE Roberto, DODELE Léon, EL ZIR Elie,
ESTOPPEY Philippe †, GRAFF André †,
LUCARELLI Bruno, LURQUIN Philippe,
MAGNELLI Leonardo,
MARTINEZ OSORIO Carlos,
RENGLET Thierry, SAN JOSE Juan Martinez,
SCHWOB Christoph, TRUDEL Marc

Dépot Légal à date de parution

Le mot du président *Matthieu Del RIO*

3

5 Editorial *Paul Avan*



Dossier

7

Prix du Collège National
d'Audioprothèse

- Impact de l'abaissement fréquentiel sur la perception du sourire chez les presbycusiques : une preuve de concept de l'utilité de la technique de corrélation inverse. **p.7**
Stéphanie MINY
- Évolution de l'effort d'écoute : Impact de l'appareillage auditif en conduction aérienne et de l'entraînement auditif. **p.16**
Maéva MILLOT
- Impact du bruit sur l'audition des techniciens de laboratoire d'analyses de biologie médicale. **p.25**
Coralie MOULS

Implant cochléaire

34

Activation immédiate des implants cochléaires :
son rôle dans une réhabilitation plus rapide.
Samantha ROUX-VAILLARD, Sophie BOUCHER

Métier et technique

38

- Utilisation du Questionnaire d'habiletés auditives « Parole, audition spatiale et qualité d'audition » (« Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale) (SSQ) en audioprothèse
Mathieu FERSCHNEIDER, Stéphane GALLEGRO, Annie MOULIN

45 Cas clinique *Arnaud COEZ*

- Accompagnement de l'enfant sourd à long terme : Evolution de la surdité, révolution des connaissances, modification des objectifs



Veille technique

Les innovations
des industriels

48



Offre d'emploi

56



ReSound GN

ReSound ONE 9-7-5

Entendre comme aucun autre

La dernière innovation classe II signée GN qui offre enfin un son naturel grâce à M&RIE et à notre philosophie d'audition organique.



Avec ReSound, offrez le meilleur des deux classes !

ReSound LIGO

Le classe I qui a du chien

La simplicité, l'efficacité et le son GN pour répondre parfaitement à tous les besoins des patients classe I.



pro.resound.com

GN Making Life Sound Better



LE MOT DU PRÉSIDENT

C'est avec plaisir que je vous retrouve en ce début d'année pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition, largement consacré aux travaux des lauréats des Prix du Collège National d'Audioprothèse.



Matthieu Del RIO
Président du Collège
National d'Audioprothèse



chers Collégiens, Chers Confrères, Chers Étudiants,

C'est avec plaisir que je vous retrouve en ce début d'année pour ce nouveau numéro des Cahiers de l'Audition.

Largement consacré aux travaux des lauréats des Prix du Collège National d'Audioprothèse, il vous propose également de vous plonger dans une étude préliminaire portant sur l'activation immédiate des implants cochléaires et qui démontre l'absence d'effets secondaires indésirables. Nombreux sont les sujets qui vous attendent dans ce numéro !

Ce début d'année 2022 ouvre pour la profession et le CNA de nombreux défis avec de probables évolutions réglementaires ; la réévaluation de la filière par la DGCCRF, le nouveau comité de suivi du 100 % Santé, entre autres. Ces défis commencent dès à présent.

Le rapport de l'Inspection générale des Affaires sociales (IGAS) sur l'évaluation de la filière auditive juste rendu public ouvre la voie. Ce rapport fait déjà l'objet d'analyses détaillées par les délégués représentant le CNA dans cette mission d'évaluation et le bureau. Nous vous tiendrons informés de leurs conclusions dans un avenir proche.

Pour autant, le Collège ne peut que se féliciter du travail réalisé par l'institution et qui répond sur de nombreux points à nos attentes même si certaines n'ont pas bien été comprises. Le rapport n'a pas bien relevé notre position favorable à la création d'un Ordre professionnel qui permettrait à notre profession de rentrer dans le périmètre la loi du 29 Juillet 2019 relative à l'organisation et à la transformation du système de santé.

Il précise ainsi que « *les audioprothésistes ne disposent pas d'un ordre comme la majorité des autres professions paramédicales mais la création de cette instance n'est pas demandée par les professionnels...* »

Le rapport prend en considération les transformations rapides de la filière auditive, principalement causées par la réforme du 100 % Santé, pour ne retenir que le facteur le plus récent. L'IGAS s'est en grande partie focalisée dans son travail sur les résultats du 100 % Santé, l'organisation des professions et la prévention, le dépistage et l'appareillage des patients atteints de presbycusie. Il a également analysé les parcours de soins et a passé au crible la formation des ORL et des audioprothésistes.

Sur ce point qui concerne la formation des audioprothésistes, le constat de l'IGAS est sans appel : « *S'agissant de la formation des audioprothésistes, dont la maquette n'a pas connu d'évolution depuis vingt ans, la réingénierie du diplôme d'État est désormais urgente.* » Le travail de réingénierie que nous appelons de nos vœux depuis si longtemps pourrait être engagé dès le 1^{er} semestre de cette année afin d'aller vers la reconnaissance au grade de licence tout en favorisant « *le développement d'une offre de masters spécialisés et le renforcement des mutualisations et des passerelles avec les autres formations paramédicales.* » Aussi, pour « *tempérer* » les diplômés issus de la filière espagnole, l'IGAS suggère d'augmenter les quotas en France.

Si le législateur le semble utile un arbitrage pourra être fait par l'ONDPS. Mais il est dommageable que la question du nombre d'autorisations d'exercices ne soit pas prise en compte comme prérequis nécessaire à cette réévaluation.

Par ailleurs, l'IGAS recommande un cadre réglementaire plus fort, ce qui répond également aux attentes du Collège National d'Audioprothèse. Partant du constat que le suivi, l'observance et la satisfaction des personnes appareillées demeurent des données mal connues, l'IGAS souligne des « *risques de dérive qui en résultent et appelle à mieux surveiller les pratiques promotionnelles, à contrôler plus efficacement le respect de la réglementation et à renforcer le suivi de l'appareillage par les audioprothésistes.* » Ainsi, pour que nos pratiques déontologiques tendent à l'amélioration, l'institution suggère que soit pris un décret en Conseil d'État qui fixerait les règles professionnelles des audioprothésistes.

Nous ne pouvons que nous en féliciter, car il en va du bien-être des personnes souffrant de presbycusie mais nous pensons que cela n'est pas suffisant et que nous devons rentrer dans le périmètre de la loi de juillet 2019 pour garantir le maintien des compétences et la qualité des pratiques professionnelles. La création de cet Ordre permettrait de répondre aux recommandations du rapport concernant la publicité pour laquelle elle ne vise pas à l'interdire mais à l'encadrer.

Beaucoup d'autres points ou recommandations sur lesquels nous reviendrons me semblent porteurs de sens et d'amélioration pour la prise en charge de nos patients : un meilleur suivi épidémiologique de la presbycusie, un test de l'audition systématique dès 55 ans, la mise en place d'un questionnaire de satisfaction simplifié ou encore l'inscription de la presbycusie dans les priorités et les programmes de santé publique.

Si les rapports de l'IGAS ne sont aucunement contraignants, mais servent à éclairer la puissance publique sur un domaine ou une problématique, gageons que les meilleures idées parmi les 30 recommandations de ce récent rapport puissent être transcrites rapidement dans nos pratiques et inscrivent encore un peu plus la place de l'audioprothèse dans le champ de la santé.

Chers amies et amis, je vous souhaite une très belle lecture de ce numéro et je vous remercie pour votre soutien apporté au Collège National d'Audioprothèse.

Matthieu DEL RIO

BICORE, À L'ÉPREUVE DU TEMPS



COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON

Faites confiance à notre dernière
génération d'aides auditives la plus
fiable et la plus **robuste** à ce jour.



Résistance
aux chutes



Résistance
aux UV



Résistance
aux produits
de soin et de
beauté



Résistance
à la sueur



Robustesse
aux
vibrations



Résistance
à une exposition
élevée à la
chaleur et à
l'humidité

Retrouvez-nous sur



www.rexton.com/fr-fr | shop.biotone.fr

REXTON

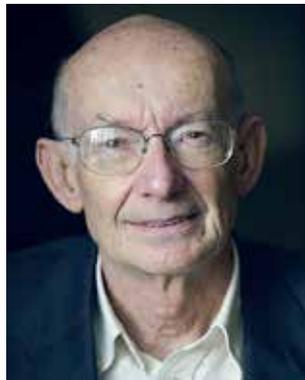
EDITORIAL

PAR

Professeur Paul AVAN

Rédacteur en chef

Tous les ans, les Cahiers de l'Audition servent, bien volontiers, de support à la diffusion des mémoires distingués par le Collège National d'Audioprothèse, et dans ce numéro, trois mémoires sont présentés. Ils illustrent particulièrement l'évolution des outils et des centres d'intérêt. A l'heure du 100% Santé, l'image qu'ils donnent de l'audioprothèse est singulièrement, et opportunément moderne ! Il y est question sous la plume de Maéva Millot de l'effort d'écoute et de l'entraînement auditif. C'est cet effort d'écoute qui peut mobiliser les ressources cognitives de la personne appareillée et aboutir à des performances irrégulières, apparemment bonnes mais décevantes lorsque l'effort ne peut être soutenu. La surdité neurosensorielle induit une plus grande vulnérabilité cognitive, les travaux récents l'ont démontré, Frank Lin, Hélène Ami va... et l'un des éléments dont souffrent les patients est leur perte de certains plaisirs liés à l'audition: communication, musique, et pourquoi pas entendre le sourire des voix. Stéphanie Miny



nous fait rêver, grâce aux méthodes développées à l'IRCAM, on peut désormais analyser ce qui dans la voix traduit le sourire du locuteur. Les techniques audioprothétiques d'abaissement fréquentiel peuvent alors révéler la présence de ce sourire !

Enfin le bruit est un problème dont l'OMS prévient que son impact va dramatiquement augmenter, bruit des villes, pollution sonore, mais aussi, Coralie Mouls nous l'apprend, bruit dans des ambiances de travail habituellement non bruyantes. Comment vérifier si ce bruit impacte l'audition des travailleurs, quelles normes appliquer et sont-elles protectrices, autant de questions examinées fort utilement dans le mémoire. Ces trois sujets sont complétés par la présentation d'un questionnaire évaluant les habilités auditives, développé par l'équipe d'Annie Moulin, un complément indispensable aux problématiques citées plus haut. Une bonne introduction, nous l'espérons, à une approche ambitieuse de l'audiologie en 2022 !



WIDEX MOMENT™

LE SON QUI CHANGE TOUT

BTE RD RECHARGEABLE MOMENT™ maintenant disponible**

Nouveau contour rechargeable équipé de la technologie TRUACOUSTICS™ et PURESOUND™ pour une naturalité remarquable et un confort exclusif

Streaming direct compatible IOS (MFI) & Android (ASHA)
Bluetooth 2.4 GHz

Rechargeable Lithium-ion par induction
Jusqu'à 37h d'autonomie ou 24h pour 8h de streaming

Intégration du micro-système MEMS
Stabilité accrue dans toutes sortes d'environnements

Connectivité exclusive WIDEX TRI-LINK
Compatible Widex Link pour tous les DEX, Bluetooth® et bobine T

Nouveaux Tubes fins EasyWear
Toujours plus de discrétion



PROFITEZ DE NOTRE OFFRE SPÉCIALE DE LANCEMENT !
Pour en savoir plus, contactez votre Technico-commercial Widex

← *FLASHER le QR code pour découvrir votre interlocuteur commercial*

Pour passer commande, rendez-vous sur : www.widexpro.fr

WIDEX

SOUND LIKE NO OTHER*

*Un son comme aucun autre. ** Attention, stock limité.
Les appareils auditifs de la marque WIDEX sont indiqués pour la correction de pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. En cas de doute, demandez conseil à un spécialiste. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Août 2021. RCS Evry 967201146. FR 61967201146

IMPACT DE L'ABAISSEMENT FRÉQUENTIEL SUR LA PERCEPTION DU SOURIRE CHEZ LES PRESBYACOUSIQUES UNE PREUVE DE CONCEPT DE L'UTILITÉ DE LA TECHNIQUE DE CORRÉLATION INVERSE



Auteur

Stéphanie MINY

Audioprothésiste D.E.,
Conservatoire National
des Arts et Métiers

Mémoire réalisé sous la
direction de Jean-Julien
AUCOUTURIER, Institut
FEMTO-ST (CNRS/Université
de Bourgogne Franche
Comté), Besançon

Cette étude a analysé la perception de la voix souriante chez un groupe de 7 adultes presbycousiques appareillés et l'a comparée à un groupe contrôle de 10 jeunes sujets normoentendants (données issues de l'étude de Ponsot et al., 2018a). Pour 3 d'entre eux, l'impact de l'abaissement fréquentiel sur les représentations mentales du sourire a été évalué. L'utilisation d'une nouvelle méthode psychoacoustique, dite de reverse-correlation, a été appliquée pour la première fois pour déterminer les représentations mentales du sourire chez les personnes appareillées. Les résultats ont pu mettre en évidence que l'appareillage ne restaure pas la perception du sourire sonore par rapport aux contrôles (performances diminuées d'environ 5%) mais l'abaissement fréquentiel contribue à y remédier. La corrélation inverse révèle des différences significatives entre représentations mentales (ou kernels) du sourire des presbycousiques appareillés moins précises que celles du groupe contrôle. L'abaissement fréquentiel permet une analyse plus précise des formants : les kernels individuels se rapprochent du kernel moyen des normoentendants. Enfin, la corrélation inverse révèle des différences de stratégies perceptives individuelles. Les résultats obtenus donnent une preuve de concept de l'intérêt de la technique de reverse correlation pour investiguer finement les représentations perceptives liées à la perte d'audition et à sa compensation par un appareillage.

Mots clés

ABAISSEMENT FRÉQUENTIEL, PRESBYACOUSIE, REPRÉSENTATIONS MENTALES, REVERSE CORRELATION, VOIX SOURIANTE

L'intelligibilité de la parole est au cœur de nos appareillages et les traitements du signal intégrés aux prothèses sont développés pour donner accès à de bonnes représentations phonologiques. Cependant, au-delà de la parole, la voix véhicule une partie des émotions et des intentions de notre interlocuteur, indices acoustiques précieux dans les interactions sociales. Le sourire a un effet audible sur la voix et est facilement identifiable sans faire appel à notre vue

(Aubergé and Cathiard, 2003; Tartter, 1980). Le sourire, par l'étirement des lèvres, réduit la longueur du tractus vocal. Il modifie les résonateurs supraglottiques et donc le spectre de la voix (Arias et al., 2018). La hauteur et l'étendue sont les paramètres prosodiques associés à la perception de la voix souriante (Émond, 2014, p. 211; Tartter, 1980).

La perception de la voix souriante peut être impactée par plusieurs facteurs (sexe, âge, perte d'audition). Par ailleurs,

la parole souriante est prononcée avec plus d'intensité que la parole non souriante (Barthel and Quené, 2015).

Les traitements d'abaissement fréquentiel (compression, duplication, recomposition et transposition) ont pour but de permettre l'audibilité des sons les plus aigus dont l'auditeur est privé par sa perte d'audition. Le principe de ces traitements du signal est de décaler des zones de hautes fréquences vers des fréquences plus basses. Les indices acoustiques utilisés pour détecter le sourire étant principalement spectraux, on peut supposer que les traitements d'abaissement fréquentiels pourraient avoir un impact sur la perception de la voix souriante.

A partir d'une comparaison de phonèmes prononcés avec et sans sourire, Arias et al. ont développé un algorithme reproduisant un effet de voix souriante. L'algorithme intervient sur les trois premières résonances du phonème, augmentant la fréquence des deux premiers formants et l'intensité du troisième formant (Arias et al., 2018).

Afin de déterminer comment le spectre de la voix est impacté par le sourire, Ponsot et al. ont utilisé une technique de reverse correlation. Ils ont ainsi identifié les indices spectraux du sourire dans la prononciation de la voyelle [a] et cartographié la représentation mentale d'une voix souriante chez des sujets jeunes et normoentendants (Ponsot et al., 2018a).

En utilisant la technique de reverse correlation de l'étude de Ponsot et al., cette étude vise à confronter les résultats obtenus chez des personnes appareillées avec ceux de l'étude de Ponsot et al (2018a). Elle va également nous permettre d'étudier l'impact de l'abaissement fréquentiel sur la perception auditive du sourire par les personnes appareillées.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Echantillon

7 personnes presbycousiques (1 femme et 6 hommes) âgés de 72 à 84 ans (moyenne de $77,57 \pm 4,93$ ans) ont participé à cette étude. 3 ont réalisé l'ensemble des séances de tests et 4 n'ont participé qu'à la séance initiale.

Critères d'inclusion :

- Être majeur ;
- Avoir une perte de perception pure, bilatérale et symétrique, dite « en pente de ski » avec une perte d'au moins 55 dB à partir de 3000 Hz ;
- Être appareillé depuis plus de 6 mois.

Critères de non-inclusion :

- Avoir un bouchon de cérumen ;
- Être appareillé avec des prothèses auditives ne proposant pas de traitement d'abaissement fréquentiel ;
- Avoir un réglage incluant déjà un abaissement fréquentiel ;
- Rencontrer des difficultés à comprendre les consignes.

Dispositif expérimental

La reverse correlation

Le principe de la corrélation inverse adapté à notre étude est présenté sur la Figure 1. Le spectre du son [a] est découpé en plusieurs bandes de fréquences qui subissent des modifications aléatoires créant des profils spectraux $f(n)$ uniques (Figure 1, à gauche). Des paires de sons modifiés sont présentées au sujet qui doit choisir, pour chaque paire, le son qui lui paraît le plus souriant. Les représentations mentales du sourire (Figure 1, à droite) sont obtenues par différences entre les moyennes des spectres des sons [a] perçus souriants et ceux des sons [a] non choisis.

Les représentations mentales ou kernels individuels (en bas à droite, Figure 1) correspondent au profil spectral optimal (abscisse : fréquence en Hz ; ordonnée : amplitude en unités arbitraires) à appliquer sur un stimulus pour obtenir le résultat souhaité (ici, être reconnu comme souriant). Un kernel peut donc être assimilé à une fonction de transfert d'un filtre « auditif » qui sous-tend la reconnaissance du sourire.

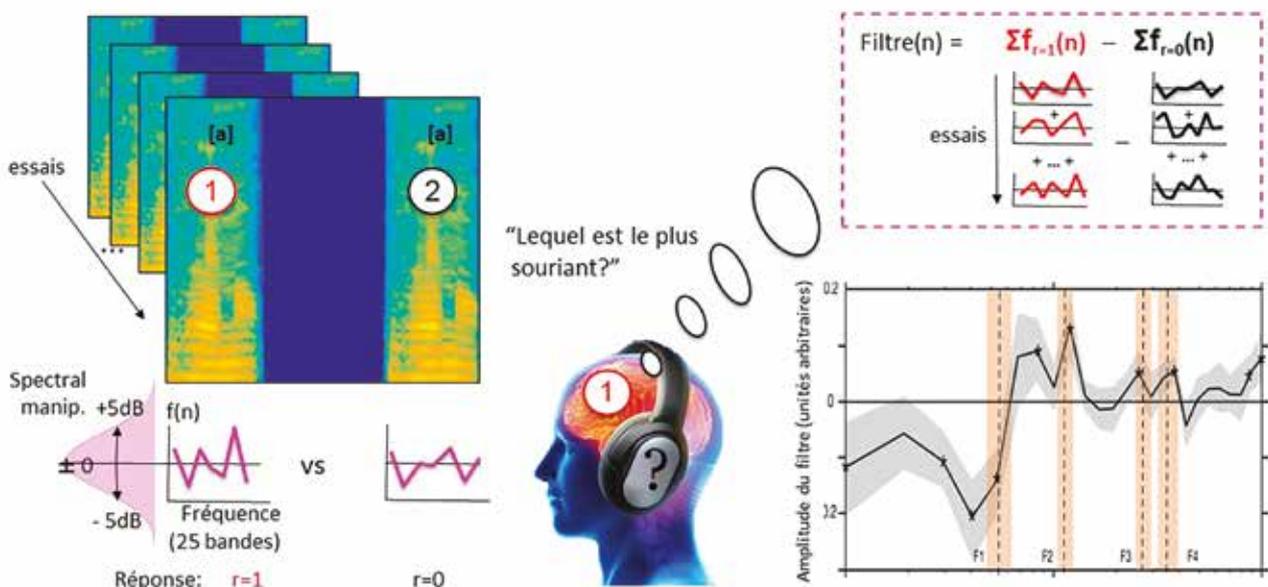


Figure 1 : Schéma de principe de la technique de corrélation inverse appliquée à notre étude, inspiré de Ponsot et Al. (Ponsot et al., 2018b).

Les stimuli

Les stimuli utilisés pour l'étude sont des sons /a/ prononcés par un homme, d'une durée de 500 ms et normalisé à -5 dB FS. Une analyse spectrale du son /a/ de base (identique à celui utilisé dans l'étude de Ponsot et al.) est présentée sur la Figure 2. Pour cette prononciation, les quatre premiers formants (F1 à F4) apparaissent pour les fréquences suivantes : 534, 1140, 2705 et 3571 Hz.

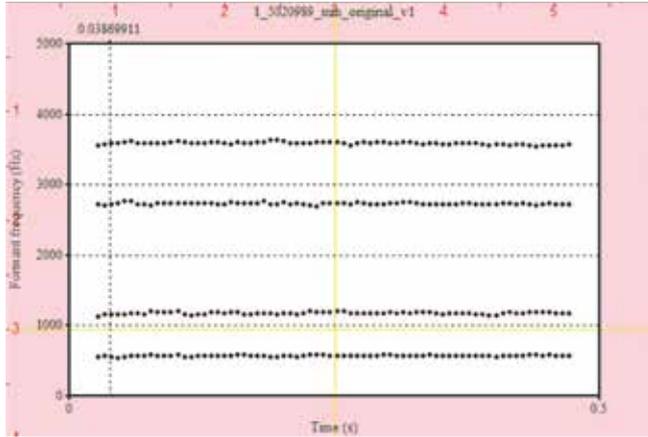


Figure 2 : Analyse spectrale de la voyelle /a/ avant modification.

Les stimuli utilisés pour les paires de sons à comparer ont été générés à partir de ce son /a/ (Figure 2) selon les paramètres de la 'toolbox' CLEESE. Pour chaque stimulus, des modifications aléatoires ont été appliquées à ce son de base selon les caractéristiques suivantes :

- Les modifications sont statiques c'est-à-dire invariantes sur toute la durée du signal (500 ms) ;
- Le spectre est découpé avec un égaliseur 25 bandes aléatoires avec 5 dB de SD (tronquée à $\pm 2.5 \cdot SD$) allant de 100 à 10 000 Hz espacés en Mel.

Description de l'expérience

Une session de mesure dure environ trente minutes. Des paires de phonèmes /a/ sont présentés, en champ libre à un niveau d'intensité confortable, au patient équipé de ses prothèses auditives. Pour chaque paire, ce dernier doit choisir la prononciation qui lui a paru la plus souriante.

La session de mesure comprend six blocs de cinquante paires de sons /a/ à comparer séparés d'une courte pause. Chaque participant gère le temps de réponse et la durée des pauses.

Déroulement des séances

Les mesures sont organisées en 3 séances avec 2 étapes :

- Une audiométrie tonale en champ libre ;
- Une session de test de perception du sourire.

Les conditions de tests varient entre les 3 séances de la manière suivante :

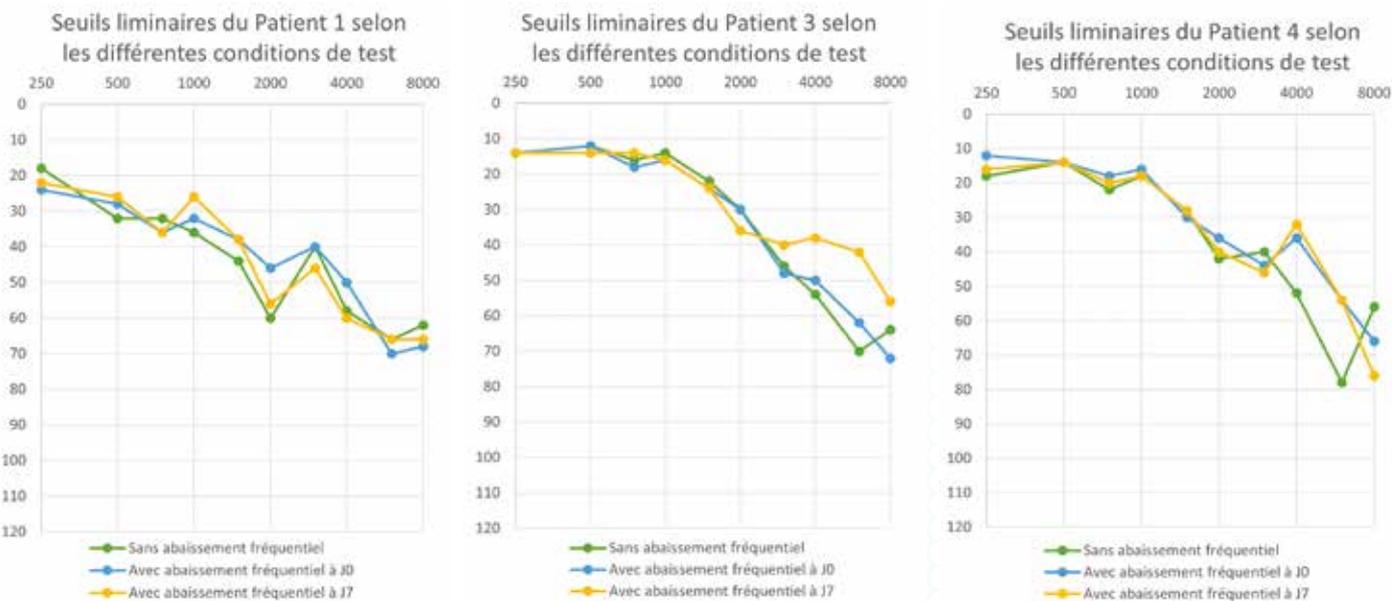
- 1^{ère} séance : compensation habituelle du patient ;
- 2^{ème} séance : ajout d'un traitement d'abaissement fréquentiel à la compensation habituelle du patient (J0) ;
- 3^{ème} séance : à J+7 de port avec l'abaissement fréquentiel.

La première séance comprend, en préambule, des tests audiométriques (audiométrie tonale liminaire et seuils d'inconforts, conduction osseuse) permettant de s'assurer que les critères d'inclusion sont respectés.

RÉSULTATS

Impact de l'abaissement fréquentiel sur l'audibilité

Les seuils limitaires en champ libre ont été mesurés selon les trois conditions exposées ci-dessus, chacune concordant avec une session de test. Nous retrouvons dans nos résultats (Graphique 1) une variabilité interindividuelle déjà documentée (Glista et al., 2009) dans l'amélioration de l'audibilité par les



Graphique 1 : Représentation des seuils d'audition binaux en champ libre pour les 3 participants selon les 3 conditions d'étude : sans abaissement fréquentiel, à la mise en place de l'abaissement fréquentiel (J0) et après une semaine de port avec traitement (J7).

systèmes d'abaissement fréquentiel (la duplication pour le patient 1 et la transposition pour les patients 3 et 4) :

- Le patient 1 a une baisse de son seuil d'audition pour les fréquences de la zone recevant la duplication fréquentielle (entre ≈ 900 Hz et 3 kHz) mais ses performances ne se maintiennent pas à J7, signe d'une probable habitude au traitement.
- Le patient 3 a eu besoin d'un temps d'acclimatation pour tirer profit du traitement de transposition fréquentielle (amélioration de l'audibilité à J7).
- Le patient 4 profite de la transposition fréquentielle dès J0 en améliorant l'audibilité des fréquences transposées de 20 à 24 dB. Ce résultat reste stable au cours du temps.

Représentations mentales du sourire

Différences entre les représentations mentales des patients et contrôles à la session 1

Le filtre auditif (ou « kernel ») du groupe de N=7 patients à la session 1 (courbes oranges, Figure 3) montre une moins bonne différenciation de la déformation des formants F1 et F2 que le kernel du groupe contrôle (courbes bleues, Figure 3. Le groupe contrôle a fait une seule session de 600 essais). L'enveloppe spectrale souriante correspondant au kernel patient présente une augmentation d'énergie quasi-constante dans la région F1-F2 alors que celle du kernel contrôle présente deux pics distincts. D'autre part, l'augmentation d'énergie au niveau des formants F3 et F4 est moindre que pour les contrôles.

Nous testons la significativité statistique de cette différence avec une série de t-tests d'échantillons indépendants, un pour chaque valeur de fréquence (25 tests, correspondant à chacun des filtres utilisés pour la génération des stimuli), entre les valeurs des N=7 kernels patients d'une part et les valeurs des N=10 kernels contrôles d'autre part. Ces tests sont significatifs dans 3 régions du spectre :

- dans la zone précédent F1 (406 Hz : $t(15) = 3.014$, $p = 0.0087$; 533 Hz : $t(15) = 3.794$, $p = 0.0018$). L'augmentation plus précoce du kernel patient avant F1 correspond à un moindre décalage de fréquence de F1 par rapport au kernel contrôle ;

- dans la zone précédent F2 (1 004 Hz : $t(15) = 2.455$, $p = 0.0268$). Le kernel patient est supérieur au kernel contrôle dans cette zone, ce dernier redescendant entre les deux formants.
- dans la zone de F4 (3 346 Hz : $t(15) = -3.308$, $p = 0.0048$; 3 808 Hz : $t(15) = -2.722$, $p = 0.0157$; 4 322 Hz : $t(15) = 2.341$, $p = 0.0335$). Le kernel patient est inférieur au kernel contrôle, traduisant une moindre augmentation d'énergie de F4.

Notons que seule la différence à 533Hz survit à une correction de Bonferroni pour multiples mesures, qui abaisse le seuil de significativité à $\alpha = 0.05/25 = 0.002$.

Significativité des représentations mentales individuelles des patients

La corrélation inverse permet de tester la significativité statistique des kernels au niveau individuel, c'est-à-dire d'identifier les zones du spectre dans lesquelles la modification d'énergie a une influence statistiquement significative sur les jugements du patient. Cette analyse permet, d'une part, de s'assurer que les représentations moyennes au niveau du groupe sont identiquement distribuées au niveau individuel et, d'autre part, que les participants sont capables de faire la tâche expérimentale au-dessus du hasard.

La Figure 4 montre les kernels des participants du groupe patient, pour les différentes sessions auxquelles ils ont participé. On teste la significativité statistique du kernel au niveau individuel en considérant l'ensemble des essais d'un participant dans une session : pour chaque essai, on calcule la différence du profil spectral du stimulus choisi comme souriant, moins celui du stimulus non-choisi. Cette opération donne un échantillon de N=300 profils spectraux, chacun mesuré sur 25 points de fréquence (correspondant aux 25 filtres utilisés pour générer les stimuli). Pour chacun de ces 25 points de fréquence, on teste la différence de l'échantillon de 300 valeurs d'amplitude à une moyenne de zéro (correspondant à l'absence d'influence de ce point de fréquence sur le jugement souriant/non souriant), avec un test de Student. Graphiquement, ce test revient à vérifier si l'intervalle de confiance d'un kernel dévie, pour certains points de fréquence, de la ligne de base (ligne pointillée, Figure 4).

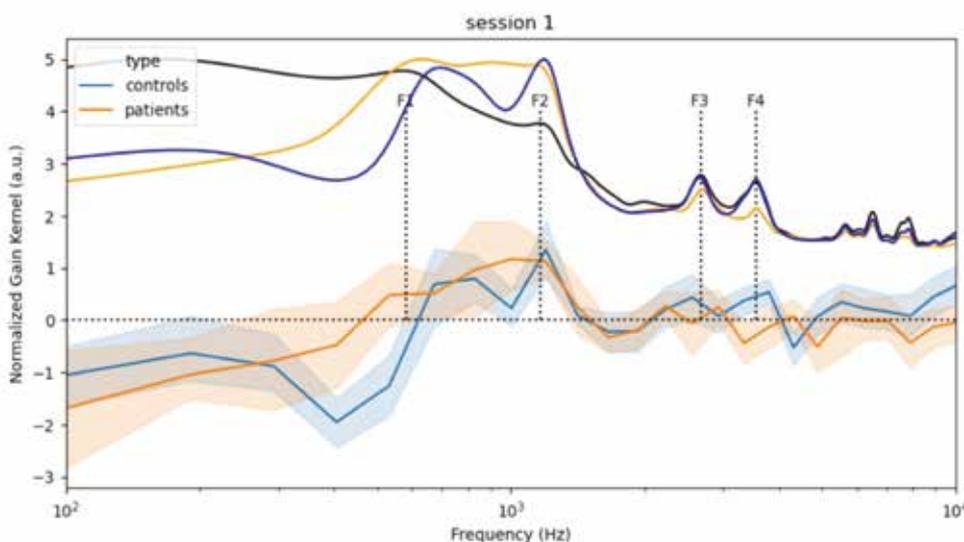


Figure 3 : Comparaison des représentations mentales à la session 1 entre le groupe patient et le groupe contrôle. Les 2 courbes du bas correspondent aux « kernels » extraits de la tâche de corrélation inverse pour les N=7 patients (orange) et N=10 contrôles (bleu). Les intervalles d'erreur correspondent aux intervalles de confiance à 95% sur la moyenne. Les courbes du haut correspondent aux enveloppes spectrales du son /a/ de base (noir), et modifiées en appliquant le kernel souriant du groupe patient (orange) et du groupe contrôle (bleu). Les lignes pointillées verticales marquent la position des 4 premiers formants.

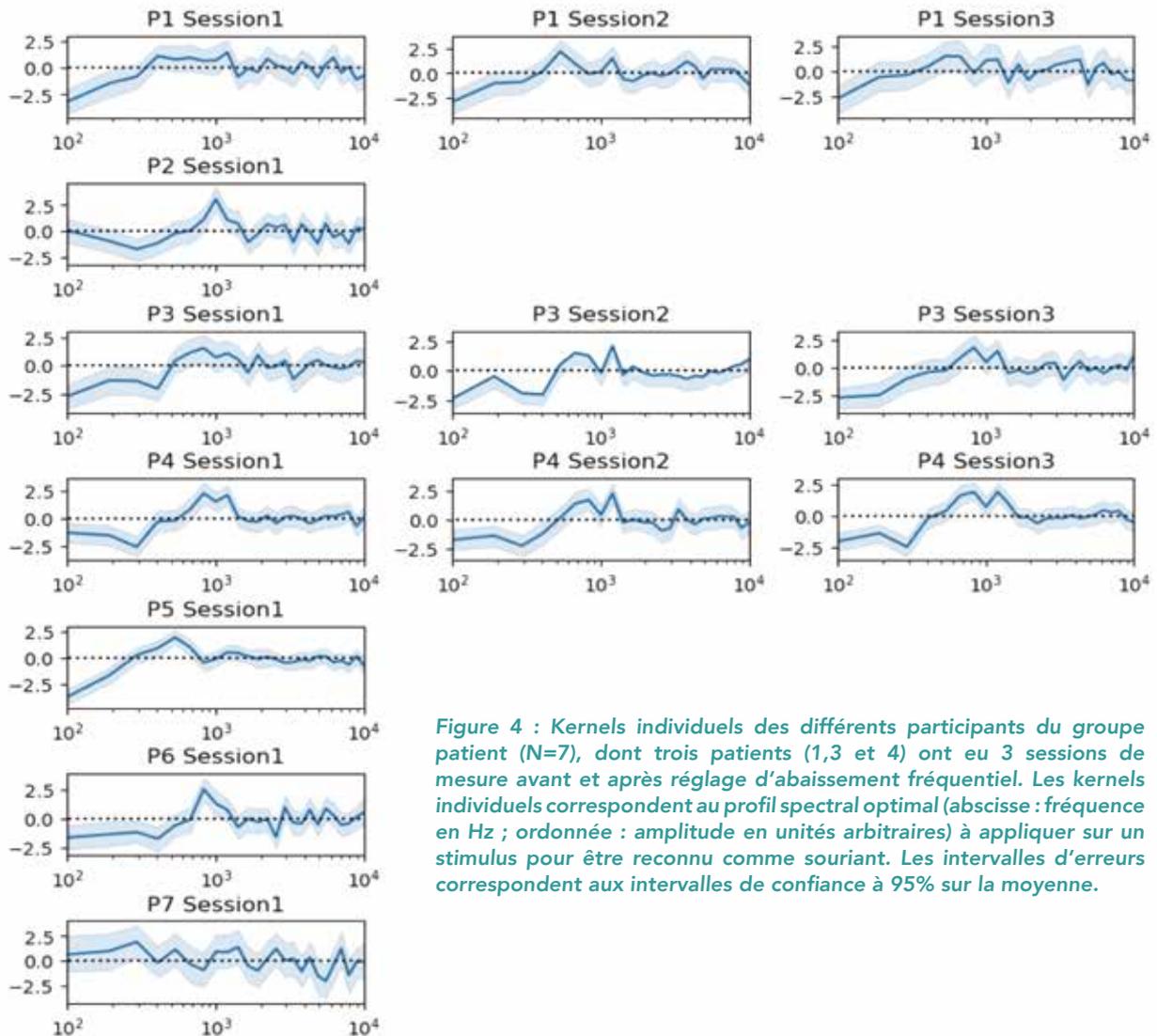


Figure 4 : Kernels individuels des différents participants du groupe patient (N=7), dont trois patients (1,3 et 4) ont eu 3 sessions de mesure avant et après réglage d'abaissement fréquentiel. Les kernels individuels correspondent au profil spectral optimal (abscisse : fréquence en Hz ; ordonnée : amplitude en unités arbitraires) à appliquer sur un stimulus pour être reconnu comme souriant. Les intervalles d'erreurs correspondent aux intervalles de confiance à 95% sur la moyenne.

Tous les patients (à l'exception peut-être marginalement du patient 7) présentent au moins une zone fréquentielle dont l'influence est significative sur leur jugement. Les kernels individuels dévient de la ligne de base dans :

- la zone basse-fréquence (100-200Hz), associant le jugement de sourire à une augmentation globale de l'énergie dans les hautes fréquences (filtre passe-haut) ;
- la zone des formants F1 (400-600Hz, patients 1,3,5) et F2 (1000-1200Hz, patients 1,2,3,4,6), ce qui correspond au décalage et à l'amplification formantique de F1 et F2 vus dans le kernel moyenné sur le groupe patient, ainsi que dans les résultats de Ponsot et al., 2018.

On note que les patients 1,3 et 4, inclus dans le protocole de re-test après application d'un abaissement fréquentiel, ont individuellement des kernels cohérents avec le kernel moyenné sur le groupe patient.

Evolution des représentations mentales pré et post-abaissement fréquentiel

Les Figures 5, Figure 6 et Figure 7 montrent l'évolution des kernels individuels des patients 1, 3 et 4, pour lesquels la procédure de reverse correlation a été répétée avant et après

réglage d'abaissement fréquentiel. Si le faible nombre de patients inclus pour ces 3 séances successives n'autorise pas de statistiques de groupe sur l'évolution quantitative des kernels avant et après réglage, l'analyse qualitative des différences offre plusieurs observations intéressantes.

Le patient 1 a une représentation altérée de la déformation souriante de F1 mais des représentations plutôt précises des déformations de F2, F3 et F4.

D'un point de vue audiométrique, le patient 1 a des seuils liminaires appareillés compris entre 30 et 40 dB dans toutes les zones formantiques. Il utilise probablement prioritairement les fréquences aigues pour la compréhension.

Les représentations du patient 1 sont plutôt dégradées par le réglage de duplication fréquentielle (session 2) : si la représentation de F1 s'aligne avec la position réelle du formant, les déformations sont très atténuées pour F2, F3 et F4. La situation s'améliore quelque peu avec l'apprentissage (session 3), notamment avec un redressement de la déformation de F3 et F4. Ces résultats sont en accord avec les résultats de gains prothétiques qui ne montrent pas de franche amélioration de l'audibilité avec la duplication fréquentielle.

A l'inverse du patient 1, les patients 3 et 4 ont une représentation typique du décalage de F1 vers le haut (et même plus décalé que les contrôles pour le patient 4), mais ils n'utilisent presque pas F2, F3 et F4 pour le jugement. : leur kernel fait apparaître une augmentation d'énergie dans la zone commune F1-F2 (500-1200Hz), là où le groupe contrôle fait apparaître des structures plus différenciées entre F1 et F2. Ceci peut être lié au fait que les malentendants utilisent plutôt les modifications spectrales globales alors que les normoentendants se basent plus sur les modifications spectrales locales (Feng and Oxenham, 2020).

Les patients 3 et 4 ont un seuil d'environ 45 dB HL sur le 3 000 Hz mais de meilleurs seuils sur la bande fréquentielle 250-1 000 Hz. Les modifications appliquées aux formants F1 et F2 sont donc mieux perçues. Il se peut que ces patients privilégient les indices des basses fréquences pour la compréhension.

Les représentations des patients 3 et 4 sont améliorées lors de la session 2 et vont dans le sens d'une meilleure différenciation entre les déformations des formants F1 et F2, se traduisant par deux pics bien marqués dans les kernels individuels, avec un retour à la ligne de base entre les 2 formants comme pour le kernel contrôle. Ces résultats ne peuvent cependant pas être expliqués par les gains prothétiques qui restent similaires entre les 3 sessions dans cette zone fréquentielle (entre 500 et 1500 Hz). Ces patients ont pu développer une stratégie d'écoute au fil des sessions leur permettant d'être plus performants dans la reconnaissance du sourire.

Chez les 3 patients, l'apprentissage de la session 2 à la session 3 ne semble pas agir sur la représentation de la déformation des formants F1 et F2, mais est en revanche bénéfique pour la représentation du formant F3 (~2600Hz), quasiment effacé à la session 2 et à nouveau amplifié par les kernels de session 3. Le formant F3 se trouve dans la région réceptrice de la duplication et de la transposition fréquentielle. En rapportant de l'information dans cette zone fréquentielle, on peut supposer que le cerveau apprend à utiliser toutes les informations de cette zone. Ceci se traduit par une meilleure exploitation des indices acoustiques, représentée par un kernel se rapprochant de celui du groupe contrôle dans cette zone formantique.

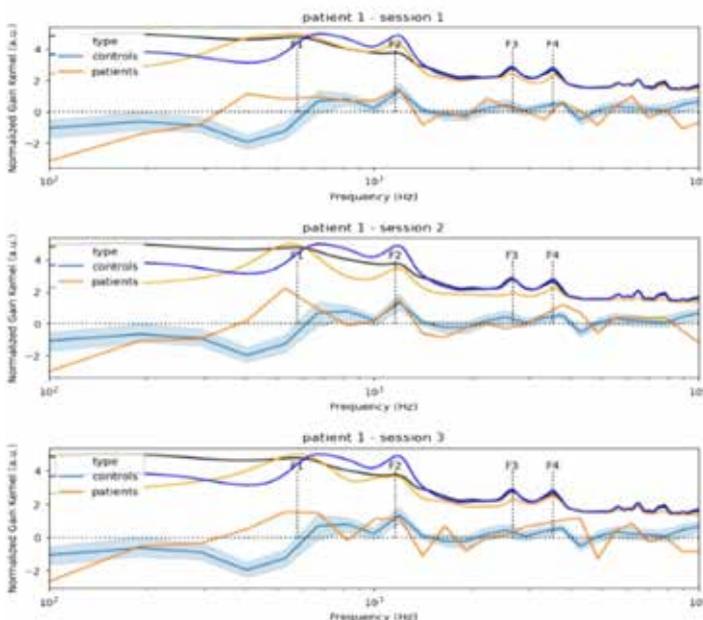


Figure 5 : Même figure que la Figure 7, patient 4.

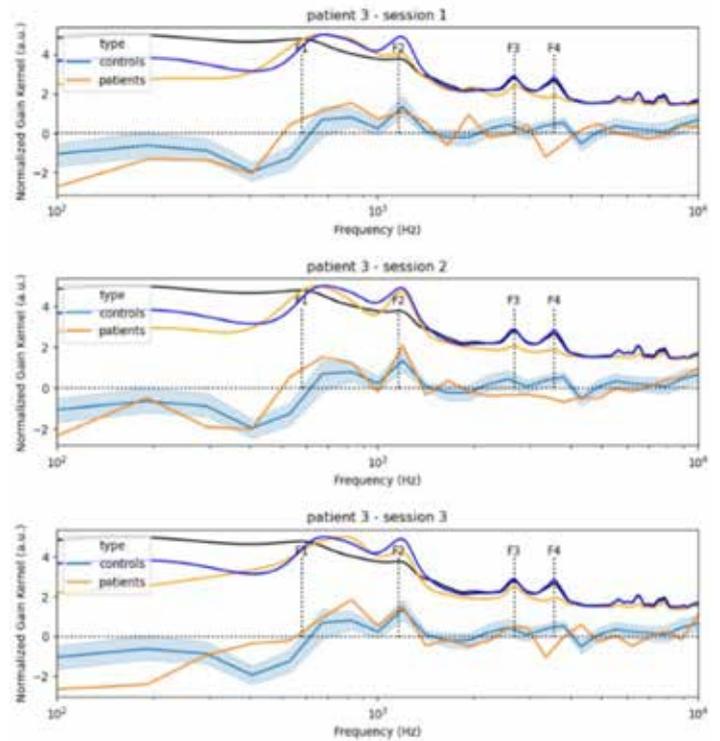


Figure 6 : Même figure que la Figure 7, patient 3.

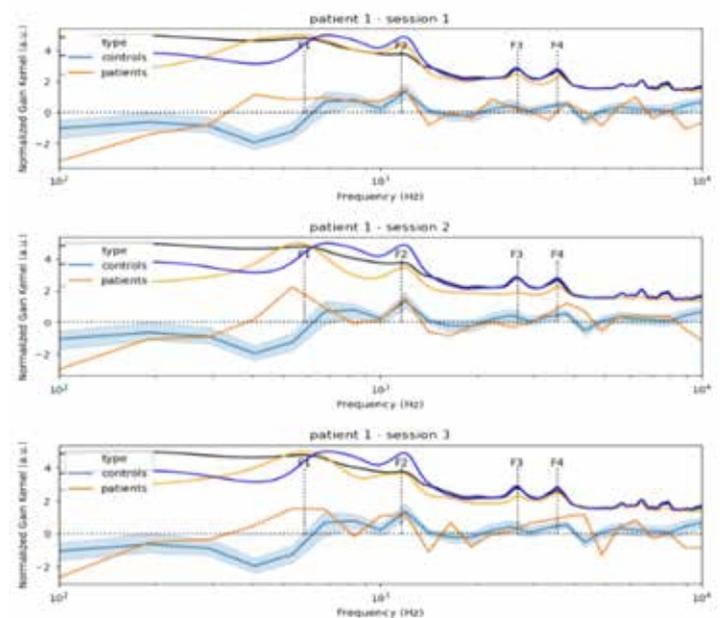


Figure 7 : Evolution des représentations mentales du sourire de patient 1, avant réglage d'abaissement fréquentiel (session 1), immédiatement après réglage (session 2) et une semaine après réglage (session 3). Chacun des panneaux montre, dans les courbes du bas, le kernel individuel du patient (orange) et celui du groupe contrôle (bleu) et, dans les courbes du haut, l'enveloppe spectrale du stimulus de base (noir), celle modifiée par le kernel du patient (orange) et celle modifiée par le kernel contrôle (bleu).

Même si elles ne sont que qualitatives et qu'elles devraient être confirmées par une étude sur un plus grand nombre de patients, ces observations font une preuve de concept de l'intérêt de la technique de corrélation inverse pour mesurer de façon fine la réorganisation des représentations sensorielles associée à l'appareillage, ses différents réglages, et à la plasticité à l'échelle de quelques jours après réglage.

Performance de reconnaissance du sourire avant et après réglage d'abaissement fréquentiel

Si le protocole ne contient pas de test direct de reconnaissance du sourire (tous les stimuli de la corrélation inverse sont aléatoires et il n'y a pas de bonnes ou mauvaises réponses a priori), il est possible d'estimer la performance des patients à reconnaître comme souriants les mêmes stimuli que ceux reconnus par le groupe contrôle, en quantifiant la différence entre les jugements d'un patient et ceux du groupe contrôle dont on considère les jugements comme une norme.

Pour ce faire, on considère pour chaque patient l'ensemble des essais de reverse correlation. Pour chaque paire, on calcule la distance (produit scalaire) entre le profil spectral de chaque stimulus et le kernel moyen du groupe contrôle. Si la distance du stimulus choisi au kernel contrôle est plus faible que la distance du stimulus non-choisi, on considère l'essai comme un « hit ». On comptabilise ainsi le nombre de « hits » sur les 300 essais de chaque patient et on calcule un taux de réussite en %.

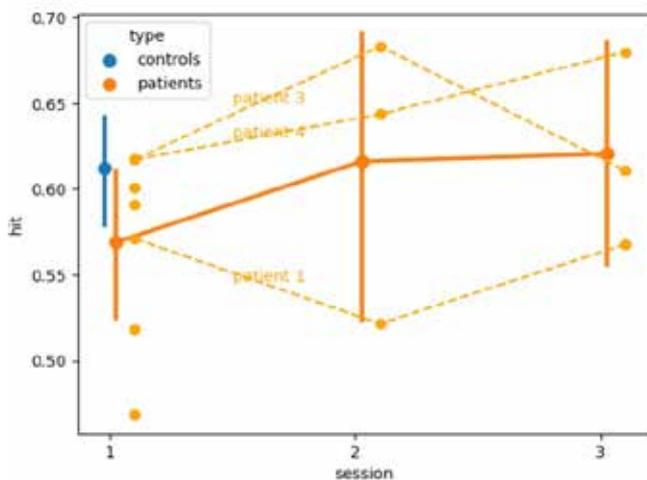


Figure 8 : Comparaison du taux de réussite (%) des N=10 contrôles et des N=7 patients à la session 1 et évolution du taux de réussite des patients 1, 3 et 4 pour les sessions 1, 2 et 3. Le taux de réussite (en %) est calculé comme le pourcentage d'essais de chaque patient dont le choix concorde avec le kernel moyen du groupe contrôle.

D'après la Figure 8, le taux de réussite moyen des participants contrôles est de 61 % alors que celui des patients à la session 1 est de 56 % - cette différence de performance entre les 2 groupes, testée avec un t-test d'échantillons indépendants, est statistiquement significative : $t(15) = -3.471$ $p = 0.0005$. Ceci montre que, malgré l'appareillage, la perte auditive subie dans l'échantillon de patients impacte les performances de reconnaissance de la parole souriante, par rapport aux performances d'un groupe contrôle normo-entendant. Ce résultat vient renforcer un certain nombre de résultats récents (Husain et al., 2014; Picou, 2016) montrant une dégradation de la reconnaissance des émotions vocales chez les patients

presbycusiques, en les étendant à des indices spectraux et à une expression, le sourire, qui n'avait pas encore été testée spécifiquement par ces précédentes études.

Par ailleurs, le taux de réussite moyen des 3 patients testés à chaque session est de 60.1 % (session 1), 61.6 % (session 2), et 62.0 % (session 3). Cette faible amélioration est cohérente avec l'amélioration des représentations mentales individuelles des patients avant et après mise en place de l'abaissement fréquentiel. Les performances du patient 1 sont dégradées immédiatement après le réglage (session 2), puis rétablies (session 3), ce qui nous amène à penser que ce patient ne sait pas comment interpréter les nouvelles informations perçues dans un premier temps puis se les approprie mais n'en tire pas pour autant un bénéfice pour la tâche demandée. Les performances des patients 3 et 4 sont améliorées d'environ 5 % post-réglage. Les résultats de reconnaissance du sourire du patient 3 ne coïncident pas avec ceux attendus par l'évolution des seuils d'audition qui s'améliorent d'une séance à l'autre. Le taux de réussite obtenu à la session 2 peut être imputé à un phénomène d'entraînement puisque le patient 3 a effectué les 2 premières sessions consécutivement. Ses résultats peuvent-être le fruit d'une adaptation à la tâche, phénomène d'entraînement que l'on perd à la session 3, espacée d'une semaine. Le patient 4 présente des taux de réussite en accord avec l'amélioration des seuils auditifs, identiques entre la session 2 et la session 3. L'amélioration du taux de réussite entre ces deux séances peut s'expliquer par une acclimatation au traitement, signe de la plasticité cérébrale permettant au patient de continuer à améliorer sa performance sur la tâche de reconnaissance du sourire.

On peut noter que, si les modifications des représentations sensorielles pré- et post-réglage d'abaissement fréquentiel semblent assez nettes, l'augmentation de performance correspondante est donc relativement faible (une réponse plus cohérente avec celle de contrôles normo-entendants pour moins de 15 essais sur 300), c'est-à-dire que l'amélioration des représentations sensorielles a un faible impact comportemental. Cette observation apporte à notre sens une justification supplémentaire à l'utilité de techniques de psychoacoustique comme la reverse correlation, capable de révéler des pertes ou des adaptations 'cachées' dont l'impact comportemental n'est pas forcément apparent.

DISCUSSION

Même si plusieurs études n'ont pas montré d'amélioration significative sur la reconnaissance de la parole liée à une acclimatation au traitement d'abaissement fréquentiel (Hopkins et al., 2014; Picou et al., 2015), Mao et al. ont envisagé qu'une longue durée d'écoute avec abaissement fréquentiel améliorerait la compréhension (Mao et al., 2017). Nous avons pu constater, tant au niveau des gains prothétiques que des kernels individuels et de la performance de reconnaissance du sourire, une évolution entre les sessions 2 et 3 pour tous les patients. Il aurait été intéressant de poursuivre l'expérience et de laisser plus de temps entre les tests avec abaissement fréquentiel pour permettre à la plasticité cérébrale de s'adapter au traitement du signal.

Les patients de l'étude étaient appareillés depuis plus de 6 mois pour s'assurer que les réglages soient stabilisés. Cependant, les gains dans les zones fréquentielles les plus atteintes étaient insuffisants pour permettre une bonne compréhension. La question peut alors se poser sur l'efficacité de l'abaissement fréquentiel par rapport à une possible modification des réglages dans les hautes fréquences. L'American Academy of

Audiology préconise en effet d'améliorer l'audibilité des hautes fréquences en les amplifiant de manière conventionnelle avant la prescription d'abaissement fréquentiel (American Academy of Audiology, 2013).

Au vu des résultats des patients 1,3 et 4 (le premier, dégradé par un réglage de duplication ; les deux derniers, améliorés par un réglage de transposition), il serait intéressant de faire un groupe de patients avec chaque type de traitement d'abaissement fréquentiel pour les comparer. Une autre approche serait de comparer plusieurs traitements au niveau individuel, chez les mêmes patients, en randomisant l'ordre des traitements testés. Ceci permettrait de s'affranchir des variations interindividuelles et de comparer les mêmes fréquences de coupure sans favoriser certains patients.

Enfin, pour confirmer les tendances d'évolution des représentations mentales des 3 patients testés dans les 3 conditions et pouvoir les imputer au traitement d'abaissement fréquentiel, une étude plus poussée devra pouvoir éliminer le facteur entraînement au test en composant un groupe témoin qui effectuera les 3 sessions de mesure de perception du sourire dans les mêmes délais en conservant les réglages initiaux pour toute la durée de l'étude. Ce biais semble cependant limité dans l'étude actuelle par le fait que, d'une part, les kernels mesurés sur les sujets normoentendants sont généralement très stables sur les deux derniers blocs de mesures identiques (Ponsot et al., 2018b) ; d'autre part, les représentations mentales du patient 1 se dégradent lors de la session 2 comparé à la session 1 ce qui prouve que le test retest ne montre pas systématiquement une amélioration.

« Une augmentation
de l'information perçue
(grâce à l'abaissement fréquentiel)
TEND À UNE ANALYSE
PLUS PRÉCISE DES FORMANTS... »

CONCLUSION

Cette étude permet tout d'abord de confirmer que les traitements d'abaissement fréquentiel proposés dans les prothèses auditives sont efficaces puisqu'ils apportent une meilleure audibilité sur les fréquences traitées.

La méthode de reverse correlation, quant à elle, a mis en évidence que les malentendants appareillés ont une représentation mentale du sourire moins précise que celle des normoentendants au niveau des variations formantiques induites par le sourire. Une augmentation de l'information perçue tend à une analyse plus précise des formants observée par la modification des kernels individuels qui se rapprochent du kernel moyen des normoentendants.

Enfin, la comparaison des jugements sur stimuli aléatoires faits par les patients avec un modèle simulant les jugements d'un groupe contrôle normo-entendant a mis en évidence que les patients appareillés reconnaissent moins bien les sourires que les contrôles (d'environ 5%), et que ces performances peuvent être améliorées par le réglage d'abaissement fréquentiel.

Même si elle mériterait d'être étendue à un plus grand nombre de participants, cette étude permet de mettre en avant une technique d'analyse fine des phénomènes spectraux

pouvant influencer sur la perception de nos patients. Les résultats obtenus donnent une preuve de concept de l'intérêt de la technique de reverse correlation pour investiguer finement les représentations perceptives liées à la perte d'audition et à sa compensation par un appareillage.

L'utilisation de la corrélation inverse ouvre de nombreuses possibilités. Nous pourrions ainsi imaginer exploiter cette technique pour comprendre quels indices vocaux sont utilisés par chaque patient pour la compréhension dans le calme et dans le bruit et ainsi personnaliser au mieux nos réglages pour accentuer l'audibilité de ces indices.

RÉFÉRENCES

- American Academy of Audiology, 2013. *Clinical Practice Guidelines - Pediatric Amplification* [WWW Document]. URL <https://www.audiology.org/sites/default/files/publications/PediatricAmplificationGuidelines.pdf>
- Arias, P., Belin, P., Aucouturier, J.-J., 2018. *Auditory smiles trigger unconscious facial imitation*. *Curr. Biol.* 28, R782-R783. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.05.084>
- Aubergé, V., Cathiard, M., 2003. *Can we hear the prosody of smile?* *Speech Communication* 40, 87-97. [https://doi.org/10.1016/S0167-6393\(02\)00077-8](https://doi.org/10.1016/S0167-6393(02)00077-8)
- Barthel, H., Quené, H., 2015. *Acoustic-phonetic properties of smiling revised: measurements on a natural video corpus* [WWW Document]. *Proceedings of the 18th International Congress of Phonetic Sciences*. URL <http://localhost/handle/1874/356042>
- Émond, C., 2014. *Les corrélats prosodiques et fonctionnels de la parole perçue souriante en français québécois spontané*.
- Feng, L., Oxenham, A.J., 2020. *Spectral Contrast Effects Reveal Different Acoustic Cues for Vowel Recognition in Cochlear-Implant Users*. *Ear Hear* 41, 990-997. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000820>
- Glista, D., Scollie, S., Bagatto, M., Seewald, R., Parsa, V., Johnson, A., 2009. *Evaluation of nonlinear frequency compression: Clinical outcomes*. *Int J Audiol* 48, 632-644. <https://doi.org/10.1080/14992020902971349>
- Hopkins, K., Khanom, M., Dickinson, A.-M., Munro, K.J., 2014. *Benefit from non-linear frequency compression hearing aids in a clinical setting: the effects of duration of experience and severity of high-frequency hearing loss*. *Int J Audiol* 53, 219-228. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.873956>
- Husain, F.T., Carpenter-Thompson, J.R., Schmidt, S.A., 2014. *The effect of mild-to-moderate hearing loss on auditory and emotion processing networks*. *Front Syst Neurosci* 8. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2014.00010>
- Mao, Y., Yang, J., Hahn, E., Xu, L., 2017. *Auditory perceptual efficacy of nonlinear frequency compression used in hearing aids: A review*. *J Otol* 12, 97-111. <https://doi.org/10.1016/j.joto.2017.06.003>
- Picou, E.M., 2016. *How Hearing Loss and Age Affect Emotional Responses to Nonspeech Sounds*. *J. Speech Lang. Hear. Res.* 59, 1233-1246. https://doi.org/10.1044/2016_JSLHR-H-15-0231
- Picou, E.M., Marcrum, S.C., Ricketts, T.A., 2015. *Evaluation of the effects of nonlinear frequency compression on speech recognition and sound quality for adults with mild to moderate hearing loss*. *Int J Audiol* 54, 162-169. <https://doi.org/10.3109/14992027.2014.961662>
- Ponsot, E., Arias, P., Aucouturier, J.-J., 2018a. *Uncovering mental representations of smiled speech using reverse correlation*. *The Journal of the Acoustical Society of America* 143, EL19-EL24. <https://doi.org/10.1121/1.5020989>
- Ponsot, E., Burred, J.J., Belin, P., Aucouturier, J.-J., 2018b. *Cracking the social code of speech prosody using reverse correlation*. *Proc Natl Acad Sci USA* 115, 3972-3977. <https://doi.org/10.1073/pnas.1716090115>
- Tartter, V.C., 1980. *Happy talk: Perceptual and acoustic effects of smiling on speech*. *Perception & Psychophysics* 27, 24-27. <https://doi.org/10.3758/BF0319990>

BIENTÔT ! 70 CENTRES Ideal Audition

La jeune enseigne d'audioprothèse, qui fêtera ses 10 ans l'année prochaine, va terminer l'année 2021 avec de nombreuses ouvertures partout en France !

Ideal Audition est la référence en termes d'aides auditives à prix accessibles.

Labellisés par AFNOR, les centres Ideal Audition offrent une expérience haut de gamme et garantissent une satisfaction exemplaire à sa patientèle.

Avec des valeurs prônant la transparence et la proximité, cette enseigne poursuit son développement avec comme ambition d'atteindre les 100 centres d'ici 2022 !

Ainsi, Ideal Audition souhaite se positionner comme l'un des leaders du marché de l'audioprothèse !



SOIRÉE CLÔTURE DU CONGRÈS AUDIO 2022 !

ÉTUDIANTS EN AUDIO DE 



ans

INSCRIPTION
PLACES LIMITÉES

ÉVOLUTION DE L'EFFORT D'ÉCOUTE : IMPACT DE L'APPAREILLAGE AUDITIF EN CONDUCTION AÉRIENNE ET DE L'ENTRAÎNEMENT AUDITIF



Auteur

Maéva Millot

Mémoire soutenu en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothèse

Sous la direction de Monsieur Charles-Alexis Gasnier Audioprothésiste D.E.

Une compréhension réussie de la parole, bien que se faisant habituellement sans effort conscient, est une tâche qui résulte de processus complexes, impliquant des facteurs de perception, mais également des facteurs cognitifs ^[1]. Si entendre est une fonction passive, écouter requiert l'intention de comprendre un message et donc l'attention et la concentration nécessaire. C'est ainsi qu'apparaît la notion d'effort d'écoute (EE). L'EE peut être défini comme la somme des ressources mentales et cognitives allouées pour assister et comprendre un message auditif ^[2]. Lorsque les conditions d'écoute deviennent moins favorables, cela engendre une augmentation de l'effort requis pour comprendre le message ^{[3][4]}.

Mots clés

APPAREIL AUDITIF, CORRECTION AUDITIVE, EFFORT D'ÉCOUTE, ENTRAÎNEMENT AUDITIF

1. INTRODUCTION

Il n'existe pas encore de normes établies pour mesurer l'EE, les méthodes sont donc très variées. On peut les séparer en trois catégories :

Les méthodes subjectives qui recourent aux questionnaires, échelles visuelles analogiques (EVA), etc.

Les méthodes comportementales qui utilisent des paradigmes à double tâche (PDT).

Les méthodes physiologiques telles que l'électroencéphalographie (EEG), la pupillométrie, etc.

Le problème qui se pose est qu'un sujet qui fournit des efforts importants pour comprendre va se fatiguer et risque de se mettre en retrait de la communication, parce qu'il n'a plus les capacités ou la volonté de poursuivre ses efforts. D'où le fait que l'EE intéresse particulièrement le monde de la réhabilitation auditive depuis quelques années. Pour l'audioprothésiste, connaître les capacités des appareils de correction auditive (ACA) vis-à-vis de l'EE permettrait d'avoir des attentes réalistes par rapport à l'appareillage auditif et éventuellement de savoir quels paramètres pourraient influencer l'évolution de l'EE.

En parallèle de cet engouement pour l'EE, l'entraînement auditif intéresse également beaucoup car il est vu comme une possibilité de repousser les limites de l'appareillage.

Des études ont relevé que l'entraînement auditif, malgré des bénéfices limités sur l'intelligibilité, induit une satisfaction des participants généralement élevée ^{[4][5]}. On peut alors supposer que l'entraînement pourrait apporter d'autres bénéfices aux participants, qui ne sont pas forcément visibles à travers des mesures de compréhension. Il est possible de se demander si l'entraînement pourrait permettre d'augmenter la quantité de ressources cognitives à disposition ou de permettre des réorganisations corticales permettant plus d'efficacité dans l'analyse des signaux de parole et ainsi diminuer l'EE.

C'est dans ce contexte que les problématiques suivantes sont apparues :

- Le port d'ACA en conduction aérienne peut-il réduire l'EE dans le cas d'une surdité neurosensorielle ? (Q1)
- L'entraînement auditif peut-il permettre de réduire l'EE du malentendant ? (Q2)

Cette étude se propose de rassembler les résultats de la recherche scientifique traitant de ces deux sujets afin de tenter d'apporter des éléments de réponses à ces questions. Les objectifs seront donc d'évaluer l'impact de l'appareillage auditif en conduction aérienne sur l'EE et les paramètres de l'appareillage impliqués, ainsi que les effets potentiels d'un entraînement auditif sur l'EE.

2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

1) Stratégie de recherche

Les bases de données bibliographique PubMed et BilbiMed ont été utilisées pour la recherche des études sélectionnées dans cette revue.

Les mots clés utilisés pour les recherches étaient « Hearing aids » associé à « listening effort » ou « fatigue » pour la problématique Q1. Concernant la problématique Q1, Ohlenforst et Al. [6] ont réalisé une revue sur l'effort d'écoute avec et sans ACA ce qui correspond à la première problématique de cette étude. La date limite de sélection de leurs articles a été fixée à fin 2014. Pour cette étude-ci, il a donc été décidé de sélectionner les études entre 2015 et Juillet 2020. De plus, choisir des études plus modernes lorsqu'il est question d'ACA, dont les technologies évoluent sans cesse, est plus susceptible de donner un bon aperçu de la situation actuelle.

Pour la seconde problématique, les mots clés ont été « Listening effort » associé à « auditory training » ou « hearing training » ou « speech-perception training ». La date limite de parution des études a été fixée au 1^{er} Juillet 2020.

2) Critères d'inclusion et d'exclusion

Les critères d'inclusion et d'exclusion ont été défini comme ceci :

Critères d'inclusion :

- Population d'adultes ou d'enfants atteints de surdité de perception bilatérale
- Les participants à l'étude devaient avoir bénéficié d'une correction auditive bilatérale via des ACA en conduction aérienne et/ou d'un entraînement auditif.
- Les résultats devaient contenir des mesures se rapportant à l'EE, qu'elles soient subjectives, comportementales ou physiologiques.
- Les études devaient présenter des résultats expérimentaux liés à des mesures répétées ou comparatives et devaient avoir été publiées dans des revues scientifiques.

Critères d'exclusion :

- Les études de cas et les revues systématiques ont été exclues. La pertinence des articles a d'abord été évaluée en fonction du titre et du résumé. Tous ceux qui semblaient pouvoir être pertinents ont été retenus et les autres ont été exclus.

Les articles ont ensuite été étudiés dans leur intégralité afin d'évaluer leur validité pour cette revue.

3) Traitement des données

Les recommandations de la stratégie Grading of Recommendations Assessment, Development, and Evaluation (GRADE) ont été utilisées comme base pour étudier les résultats des études incluses. GRADE propose un processus structuré pour présenter et évaluer la qualité des données, entre autres dans le cas des revues systématiques [7]. L'évaluation de la qualité des preuves reste subjective.

Cette stratégie propose de classer les résultats en 4 niveaux de confiance :  lev , modéré, faible, très faible.

Des critères de jugement entraînant une élévation ou au contraire une diminution du niveau de preuve ont donc été établis, chaque critère pouvant entraîner une variation de la qualité des résultats d'1 à 2 niveaux. Ces critères sont présentés dans le tableau ci-dessous :

CRITÈRES DE JUGEMENT POUVANT RÉDUIRE LA QUALITÉ DES PREUVES

- Limites de l'études (risques de biais)
- Incohérence
- Caractère indirect
- Imprécision
- Biais de publication

CRITÈRES DE JUGEMENT POUVANT AUGMENTER LA QUALITÉ DES PREUVES

- Effet important
- Relation dose/réponse
- Confusion pouvant minimiser les effets

Tableau 1 : Présentation des critères GRADE pour évaluer la qualité des preuves

Concernant les critères de jugement pouvant amener à réduire le niveau de confiance :

- Le critère « Limites de l'étude » fait référence aux risques de biais de l'étude comme par exemple une absence de mise en aveugle, une présentation sélective des résultats, des biais de sélection, etc.[8]
- Le critère « incohérence » a été détecté si la population cible était incohérente ou que les interventions réalisées n'étaient pas cohérentes avec la problématique ou encore si les résultats étaient incohérents entre eux [9].
- Le « caractère indirect » fait référence au fait que les mesures réalisées ne correspondent pas directement au sujet d'intérêt. Ce qui est le cas pour toutes les mesures concernant l'EE.
- Le critère « imprécision » a été déterminé en fonction de la puissance statistique des études.
- Le critère « biais de publication » est complexe à évaluer [10]. Il a été recherché des éventuels liens d'intérêts entre les publications et l'industrie. Il existe également des risques de biais du fait que les études présentant des résultats significatifs ont tendance à être plus publiées que celles ne présentant pas de résultat [11]. Du fait de la complexité de ce critère, celui-ci n'a jamais entraîné une diminution de plus d'1 niveau.

Concernant les critères de jugements pouvant amener à augmenter le niveau de confiance [12] :

- Le critère « effet important » est évalué en fonction des résultats des études et est accordé si les effets observés sont de grande ampleur.
- Le critère « Relation dose/réponse » correspond à la mise en évidence d'une relation entre « la dose » d'une action et les résultats qu'elle produit.
- Le critère de « confusion pouvant minimiser les effets » correspond à d'éventuelles « erreurs » dans le protocole ou le recrutement des patients qui pourrait justifier que les résultats obtenus sont moins bons qu'ils ne pourraient l'être.

Ces critères de jugements se r f rent aux résultats eux-mêmes et non aux études dans leur globalité.

RÉSULTATS

1) Sélection des études

Le processus de sélection a permis de sélectionner 24 études pour la 1 re problématique et 2 pour la seconde.

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	14 Mesures subjectives	Faible n=11 Modérée n=3
	1 Mesure comportementale	Modérée n=1
PAS D'EFFET SUR L'EE	9 Mesures subjectives	Faible n=7 Modérée n=2
	5 Mesures comportementales	Très faible n=4 Modérée n=1
	4 Mesures physiologiques	Faible n=4

Tableau 2 : Résumé des résultats sur la comparaison ACA VS sans ACA

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	5 Mesures subjectives	Faible n=2 Modérée n=3
	6 Mesures comportementales	Faible n=3 Modérée n=1 Elevée n=2
	1 Mesure physiologique	Modérée n=1
PAS D'EFFET SUR L'EE	1 Mesure subjective	Faible n=1

Tableau 3 : Résumé des résultats des études mesurant l'impact des MicroD

2) Population

Pour Q1, un total de 594 participants a été testé au travers des différentes études. La majorité sont des adultes de plus de 60 ans. 17 des études se concentrent uniquement sur les surdités légères à moyennes, 6 incluent des surdités sévères et une seule inclue des surdités profondes. Les 2 études regroupent 97 participants atteints de surdité de perception légère à moyenne qui ont participé à un entraînement auditif, 15 participants constituent un groupe contrôle qui ne participe pas à l'entraînement.

3) Résultats pour Q1

3.1) ACA VS sans ACA

8 études ont obtenu des résultats sur la condition appareillée versus non appareillée : Brody et Al. (2018) [13], Johnson et Al. (2018) [14], Krueger et Al. (2017) [15], McGarrigle et Al. (2018) [16], Megha et Al. (2019) [17], Rocha et Al. (2019) [18], Rovetti et Al. (2019) [19] et Timmer et Al. (2018) [20]. (Tableau 2)

1 étude a rapporté une réduction significative de l'EE pour la condition appareillée dans le bruit dans les 6 situations testées.

2 études ont rapporté une importante réduction de l'EE au quotidien lié au port des ACA.

2 études ont rapporté une diminution significative de l'EE dans des environnements calmes ou moyennement bruyants mais

pas d'amélioration dans des environnements très bruyants.

3 études ne rapportent aucun effet du port d'ACA sur l'effort d'écoute dans le bruit.

3.2) Microphone directionnel et réducteurs de bruits

Des mesures portant sur l'effet de l'utilisation de microphones directionnels (microD) sur l'effort d'écoute ont été réalisées dans 6 études [21][22][23][24][25][26], 5 études ont mesuré l'impact des réducteurs de bruits (RB) seuls [22][27][23][28][29] et 5 études ont étudié l'effet des microD et des RB ensemble [21][22][23][30][31]. (Tableau 3)

L'étude de Desjardins (2017) [22] est la seule ayant obtenu un effet nul des microD sur l'EE. Ce résultat a été obtenu pour une mesure subjective utilisant une EVA. Cependant cette étude a également utilisé un PDT rapportant une baisse significative de l'EE avec le MicroD. De même les 5 autres études ont toutes rapporté une diminution significative de l'EE associée à l'usage de MicroD dans le bruit. (Tableau 4)

4 résultats rapportent une diminution de l'EE contre 3 résultats qui ne relèvent aucune différence entre l'activation ou non des RB. (Tableau 5)

Une étude [23] a montré une amélioration significative de l'EE lors de l'activation des RB en plus du MicroD pour un seul rapport signal sur bruit (RSB) de 5dB. Cette même étude n'a

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	1 Mesure subjective	Faible n=1
	1 Mesure comportementale	Faible n=1
	2 Mesures physiologiques	Faible n=2
PAS D'EFFET SUR L'EE	2 Mesures subjectives	Faible n=1 Modérée n=1
	1 Mesure comportementale	Modérée n=1

Tableau 4 : Résumé des résultats sur l'impact des RB seuls

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	1 Mesure subjective	Faible n=1
PAS D'EFFET SUR L'EE	3 Mesures subjectives 2 Mesures comportementales 1 Mesure Physiologique	Modérée n=3 Modérée n=2 Modérée n=1

Tableau 5 : Résumé des résultats comparant MicroD+RB VS MicroD

démontré aucune amélioration de l'activation des RB pour les autres RSB testés. Bernarding et Al. [21] et Desjardins [22] n'ont relevé aucune amélioration supplémentaire de l'EE lors de l'activation des RB en plus du MicroD.

Wu et Al. [31] ont étudié uniquement l'usage des MicroD et des RB simultanément. Une réduction de l'EE a été trouvée pour les 2 méthodes de mesures subjectives employées. En revanche, ils ont observé une augmentation significative de l'EE dans le vent avec la fonction MicroD+RB activée avec l'une des paires d'ACA. Wendt et Al. [30] ont également étudié la fonction microD+RB comparée à un réglage omnidirectionnel sans RB à des RSB positifs. Les mesures de dilatation de la pupille ont indiqué une réduction significative de l'EE pour la fonction microD+RB.

3.3) Compression

L'impact de la compression a été étudié en fonction de la vitesse du compresseur dans l'étude de Kuk et Al. (2018) [32] et en comparant un réglage linéaire à un réglage avec de la compression dans les études de Schäfer et Al. (2015) [33] et Shehorn et Al. (2018) [34]. Les 3 études évaluent l'EE dans le bruit. (Tableau 6)

Aucun effet significatif de la vitesse du compresseur n'a été trouvé.

Shehorn et Al. (2018) [34] ont comparé un réglage linéaire VS non-linéaire et ont trouvé une amélioration significative de l'EE pour le réglage non-linéaire à l'aide d'un PDT. A l'inverse,

Schäfer et Al. (2015) [33] n'ont observé aucune différence entre les deux conditions via une mesure par EEG.

3.4) Gamme de l'appareil auditif

L'impact sur l'EE de la gamme des ACA a été évalué dans 2 études comparant des appareils premium et des appareils basiques [14][31]. (Tableau 7)

La majorité des résultats des deux études montrent une absence d'effet sur l'EE des ACA haut de gamme par rapport aux ACA entrée de gamme. Toutes les études ont utilisé exclusivement des méthodes de mesures subjectives.

Johnson et Al. [14] ont trouvé une amélioration significative de l'EE avec l'appareil premium d'une des deux marques testées par rapport à l'appareil basique de cette même marque en utilisant une EVA. Cependant cette amélioration n'a pas été retrouvée avec le questionnaire utilisé.

Wu et Al. [31] ont mis en évidence une amélioration de l'EE avec l'appareil premium lorsque le bruit était émis à azimut 0°. Toutes les autres conditions testées n'ont révélé aucune différence entre ACA premium et basique, sauf dans le vent où les appareils premium ont significativement augmenté l'EE subjectif des patients lorsque les réducteurs de bruit et les microD étaient activés, mais cette différence n'a été mise en évidence que dans la comparaison de paires et pas avec l'EVA.

RÉSULTATS	TYPE DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
Vitesse du compresseur		
PAS D'EFFET SUR L'EE	1 Mesure subjective 1 Mesure comportementale	Faible n=1 Faible n=1
Linéaire VS non-linéaire		
PAS D'EFFET SUR L'EE	1 Mesure comportementale 1 Mesure physiologique	Faible n=1 Très faible n=1

Tableau 6 : Résumé des résultats sur l'impact de la compression sur l'EE dans le bruit

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	3 Mesures subjectives	Faible n=1 Modérée n=2
PAS D'EFFET SUR L'EE	10 Mesures subjectives	Modérée n=10
AUGMENTATION DE L'EE	1 Mesure subjective	Faible n=1

Tableau 7 : Résumé des résultats pour la comparaison entre ACA premiums VS basiques

RÉSULTATS	TYPES DE MESURE	QUALITÉ DES RÉSULTATS
RÉDUCTION DE L'EE	3 Mesures subjectives	Faible n=1 Modérée n=2
PAS D'EFFET SUR L'EE	1 Mesure subjective 2 Mesures comportementales	Modérée n=1

Tableau 8 : Résumé des résultats comparant une correction bilatérale à une correction unilatérale

3.5) Correction Bilatérale VS Unilatérale

2 études se sont intéressées à l'effet de l'appareillage bilatéral par rapport à un appareillage unilatéral sur l'EE ^{[35][36]}. (Tableau 8)

L'étude de Van Shoonhoven et Al. ^[36], utilisant une EVA, a montré une amélioration significative de l'EE lors du port binaural d'ACA par rapport au port unilatéral d'ACA pour l'écoute dans le bruit aux RSB 0 et -3 pour les surdités moyennes à sévères et au RSB -3 pour les surdités légères. Le RSB 0 ne révélant aucune différence significative pour les surdités légères. L'étude de Ricketts et Al. ^[35] ne trouve aucune différence significative entre les deux conditions.

4) Résultats pour Q2

L'étude de Sommer et Al. ^[37] montre une réduction de l'EE significative dans le silence suite à l'entraînement auditif grâce à une augmentation des performances dans la tâche de rappel pour la condition la plus difficile mais pas de différence pour les deux autres conditions. Les participants ont également été testés 3 mois après l'entraînement. Les tests ont révélé une diminution significative des résultats par rapport aux tests post-entraînement, cependant les résultats après 3 mois restaient supérieurs aux résultats pré-entraînement.

L'étude de Kuchinsky et Al. ^[38] montre une réaction pupillaire plus rapide ainsi qu'une réponse pupillaire globalement plus importante mais pas d'augmentation du diamètre maximale de dilatation. Les auteurs concluent à un effet de l'entraînement auditif sur l'effort perceptif dans le bruit. Les résultats de ces deux études ont été évalués de très faible et faible qualité.

DISCUSSION

L'objectif de cette revue était de fournir un aperçu des données scientifiques actuelles sur l'impact de la correction auditive via des ACA en conduction aérienne ou de l'entraînement auditif sur l'EE afin d'essayer d'apporter des éléments de réponse aux deux problématiques soulevées, Q1 et Q2.

1) Discussion des résultats de Q1

1.1) ACA VS sans ACA

Concernant la comparaison avec et sans ACA, les résultats sont très partagés. 3 études ne trouvent aucun effet du port d'ACA et ont en commun de n'avoir aucune connaissance ou presque du fonctionnement et des réglages des appareils des participants. Les 5 autres études ayant procédé au réglage complet des ACA trouvent un bénéfice sauf en milieu très bruyant. Cependant le manque de mise en aveugle et le recrutement des participants basé sur leur motivation à porter des ACA constitue un biais important surtout compte tenu de l'utilisation majoritaire des méthodes subjectives. Vu la faible qualité et la disparité des résultats, il n'est pas possible de conclure à un effet de l'amplification des ACA sur l'EE. Ce constat est en accord avec la revue d'Olhenforst et Al. (2017) ^[6].

1.2) Microphones directionnels et réducteurs de bruit

1.2.1) Microphones directionnels

Concernant l'impact des microD VS microphones omnidirectionnels, la recherche semble trouver un consensus. Toutes les études rapportent une diminution de l'EE lors de l'utilisation de microD. De plus, le point fort de 5 des 6 des études ayant traité ce sujet est l'association d'une méthode subjective d'évaluation de l'EE (EVA) avec une méthode objective (EEG ^[21] ou PDT ^{[22][23][24][26]}).

La qualité des preuves globalement bonne et les résultats étant quasiment unanimes, il semble raisonnable de penser que l'usage de microD peut participer à réduire l'EE.

1.2.2) Réducteurs de bruit

L'effet des RB a été évalué dans 5 études dont les résultats sont partagés. L'hétérogénéité des résultats peut s'expliquer par les différentes techniques utilisées pour mesurer l'EE. D'ailleurs l'étude de Neher et Al. ^[39] montre que ceux qui aiment les RB peuvent les préférer même au détriment de leurs performances dans les différents tests. Cela pourrait suggérer que les réponses soient influencées par les préférences personnelles du participant.

Les mesures objectives semblent alors plus intéressantes cependant le faible nombre de résultats obtenus par ces méthodes et le manque d'études indépendantes de l'industrie de l'audioprothèse manquent pour permettre de conclure sur une efficacité ou non des RB pour l'EE.

1.2.3) Microphones directionnels + Réducteurs de bruit

3 études ont comparé l'impact des microD seuls avec celui des microD+RB. La plupart des résultats s'accordent sur une absence de bénéfice supplémentaire à l'activation des RB. Ce qui laisse penser que même si dans certaines circonstances les RB peuvent avoir un effet positif sur l'EE, celui-ci est moindre par rapport aux bénéfices apportés par les microD.

1.3) Impact de la compression

L'impact de la compression a été très peu étudié. La faible qualité et l'hétérogénéité du peu de résultats existants ne permettent pas de tirer de conclusion quant à un potentiel effet de la compression sur l'EE.

1.4) Impact de la gamme des ACA

Seulement 2 études se sont intéressées à une possible différence de bénéfice sur l'EE en fonction de la gamme de l'ACA. Cependant ces deux études ont procédé chacune à de nombreuses mesures avec 2 méthodes subjectives chacune.

Globalement, les résultats semblent indiquer une quasi absence de différence entre les appareils haut de gamme et entrée de gamme. Cependant cela n'est pas forcément surprenant vu les résultats rapportés par les autres études de cette revue. En

effet, seuls les microD semblent fournir un réel avantage pour la réduction de l'EE. Or les ACA premiums et basiques en sont équipés.

1.5) Impact de la correction unilatérale VS bilatérale

Les 2 études se contredisent sur les résultats obtenus. Le faible nombre de résultats et leur faible qualité ne permet pas de tirer de conclusion.

Le lien entre l'EE et l'appareillage unilatéral ou bilatéral semble avoir été très peu étudié pour les appareils auditifs. En revanche ce sujet a été étudié pour les implants cochléaire et a rapporté un bénéfice significatif sur la réduction de l'EE en faveur d'un usage binaural [40][41]. Plus d'études sur le sujet pour l'appareillage en conduction aérienne serait nécessaire pour mieux cerner les potentiels bénéfiques d'un appareillage bilatéral sur l'EE.

1.6) Impact de l'appareillage auditif

La littérature scientifique est divisée entre méthodes de mesure de l'EE et résultats obtenus. Si l'interprétation des résultats est ainsi rendue assez difficile, l'usage des microD semble pourtant faire quasiment l'unanimité quant à une réduction de l'EE, tandis que les autres paramètres de réglages n'ont pas encore montré d'impact clair. Les réducteurs de bruits, s'ils sont controversés concernant l'amélioration de l'intelligibilité [42], pourraient peut-être être bénéfique pour l'EE, mais vraisemblablement dans une moindre mesure, comparés aux microD. Ainsi la disparité des résultats concernant l'évolution de l'EE avec et sans ACA pourrait s'expliquer en grande partie par l'activation ou non des microD dans les appareils auditifs. Ohlenfort et Al. (2017) [6], qui ont étudié l'évolution de l'EE avec et sans appareils, ont conclu à une grande hétérogénéité des résultats ne permettant pas d'affirmer un bénéfice des ACA. Or, cette étude ne s'est pas intéressée précisément aux paramètres testés dans l'appareillage ce qui peut expliquer cette conclusion plus généraliste.

2) Discussion des résultats pour Q2

Si l'entraînement auditif intéresse de plus en plus la communauté scientifique, les recherches se tournent quasiment toutes vers de potentiels impacts sur l'intelligibilité. L'effort d'écoute est un concept qui, même s'il existe depuis de nombreuses années, connaît un intérêt croissant depuis peu de temps ce qui peut expliquer ce vide scientifique concernant l'entraînement auditif et l'EE.

Seulement 2 études qui ont tenté de s'intéresser à ce sujet ont été répertoriées pour cette revue. La tâche n'est pas évidente puisqu'une double difficulté se pose à l'élaboration d'un protocole. En effet les méthodes d'entraînement auditif sont au moins aussi variées que les méthodes de mesure de l'EE. Ainsi les deux études ont utilisé des entraînements et des mesures de l'EE très différents ce qui rend la comparaison difficile.

La 1^{ère} étude de Sommers et Al. [37] qui conclut à une réduction de l'EE n'a pas utilisé de groupe contrôle rendant les résultats très incertains. De plus, le test se faisait dans le silence, l'écoute n'était pas forcément mise en réelle difficultés. Il est possible de se questionner sur ce qui était réellement évalué par la tâche de rappel : l'EE ou la mémoire des participants ?

Les capacités mémorielles semblent jouer un rôle dans la compréhension de la parole, notamment dans le bruit [43][44] et si on peut supposer que l'augmentation des capacités de la mémoire de travail pourrait rendre l'écoute plus facile et ainsi réduire l'EE, cela n'a pas encore été démontré.

La 2nd étude de Kuchinsky et Al. [38] a mis en évidence des réponses plus rapides et plus de concentration de la part des participant grâce à un PDT et à la pupillométrie. Cependant le pic de dilatation pupillaire, lié à l'effort fourni pour assister une tâche [45], n'a pas montré de variation. Les résultats montrent que les participants étaient plus concentrés et plus rapides, mais n'ont pas fourni d'effort supplémentaire pour cela. Ainsi il n'est pas constaté de diminution de l'EE mais une amélioration des performances. Il aurait été intéressant que l'étude utilise un test avec un effet de plafond, de sorte que les participants soient déjà à 100% ou presque de réussite pré-entraînement, afin de voir si l'entraînement leur permet d'effectuer exactement

la même tâche, au même niveau de performance, mais avec moins d'effort. En effet, il a été démontré que même pour une tâche parfaitement réussie, l'EE diminue quand même lorsque les conditions d'écoute deviennent plus favorables [46]. Cette étude comporte tout de même des limites par rapport au matériel d'entraînement qui est le même que le matériel de test, pouvant laisser douter de la généralisation possible des résultats. De plus, le groupe contrôle était passif, on ne peut exclure que l'augmentation de la concentration,

pouvant induire des réponses plus rapides n'était pas liée à une motivation accrue des participants du groupe entraîné.

La recherche faisant le lien entre EE et entraînement en est à ses débuts. Il est à l'heure actuelle impossible de tirer de quelconques conclusions quant à un potentiel impact de l'entraînement auditif sur l'EE.

3) Limites de la recherche liées aux mesures de l'EE

Les mesures de l'EE constituent une source de variabilité importante entre les études et engendrent des difficultés dans l'interprétation et la comparaison des études entre elles. Une étude récente a conclu que la plupart des méthodes de mesures utilisées sont recevables, mais qu'elles ne mesurent pas toutes le même aspect de l'EE [47]. Des progrès sur les connaissances concernant les spécificités de chaque méthode sembleraient bénéfiques et nécessaires à l'avancée des recherches.

4) Limites de l'étude

Cette revue présente plusieurs limites.

Certaines études intéressantes pour cette revue ont pu ne pas être sélectionnées. Si les termes utilisés pour la recherche n'étaient pas clairement énoncés, elles ont pu ne pas apparaître ou être éliminées à la lecture des titres et résumés. De plus les bases de données bibliographiques utilisées ne permettent pas forcément de rendre compte d'une liste exhaustive des études disponibles sur le sujet.

Les observations de cette revue ne sont valables que pour les surdités de perceptions et ne s'appliquent pas forcément aux surdités mixtes ou de transmission.

Il a été décidé de ne sélectionner les études qu'à partir de 2015. Des études plus anciennes auraient peut-être permis de renforcer les interprétations de cette revue.

« ... L'utilisation des microD semble être la solution la plus prometteuse EN TERMES DE RÉDUCTION DE L'EE DANS LE BRUIT. »

Le poids accordé aux résultats a été évalué de manière subjective par une seule personne. Il est possible que d'autres personnes n'auraient pas jugé les résultats de la même façon, pouvant conduire à d'autres interprétations.

CONCLUSION

Les recherches menées sur l'évolution de l'EE avec l'appareillage auditif en conduction aérienne présentent de grandes variabilités entre elles rendant difficile l'exploitation des preuves. Si les résultats divergent quant aux bénéfices potentiels des ACA sur l'EE, l'utilisation des microD semble être la solution la plus prometteuse en termes de réduction de l'EE dans le bruit.

L'impact de l'entraînement auditif sur l'EE a été très peu étudié, beaucoup de recherches supplémentaires seront nécessaires pour mieux en cerner les implications.

Les différentes études sur l'EE montrent toute la complexité de la notion et les difficultés à l'appréhender. Mais ces études et leurs limites ouvrent la voie vers des recherches futures plus adaptés.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

EE	Effort d'écoute
ACA	Appareil(s) de correction auditive
EVA	Échelle(s) visuelle(s) analogique(s)
PDT	Paradigme(s) à double tâche
EEG	Électro-encéphalographie
GRADE	Grading of Recommendations Assessment, Development
MicroD	Microphone(s) Directionnel(s)
RB	Réducteurs de bruit
RSB	Rapport Signal sur Bruit

RÉFÉRENCES

- [1] Wingfield A, Tun PA. Cognitive supports and cognitive constraints on comprehension of spoken language. *J Am Acad Audiol.* 2007;18(7):548-558.
- [2] Ronan McGarrigle, Kevin J. Munro, Piers Dawes, Andrew J. Stewart, David R. Moore, Johanna G. Barry & Sygal Amitay (2014) Listening effort and fatigue: What exactly are we measuring? A British Society of Audiology Cognition in Hearing Special Interest Group 'white paper', *International Journal of Audiology*, 53:7, 433-445.
- [3] Rennie J, Schepker H, Holube I, Kollmeier B. Listening effort and speech intelligibility in listening situations affected by noise and reverberation. *J Acoust Soc Am.* 2014;136(5):2642-265
- [4] Henshaw H, Ferguson MA. Efficacy of individual computer-based auditory training for people with hearing loss: a systematic review of the evidence. *PLoS One.* 2013;8(5):e62836. Published 2013 May 10
- [5] Lawrence BJ, Jayakody DMP, Henshaw H, et al. Auditory and Cognitive Training for Cognition in Adults With Hearing Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Trends Hear.* 2018;22:2331216518792096.
- [6] Ohlenforst B, Zekveld AA, Jansma EP, et al. Effects of Hearing Impairment and Hearing Aid Amplification on Listening Effort: A Systematic Review. *Ear Hear.* 2017;38(3):267-281.
- [7] Guyatt G, Oxman AD, Akl EA, et al. GRADE guidelines: 1. Introduction- GRADE evidence profiles and summary of findings tables. *J Clin Epidemiol.* 2011;64(4):383-394

- [8] Guyatt GH, Oxman AD, Vist G, et al. GRADE guidelines: 4. Rating the quality of evidence--study limitations (risk of bias). *J Clin Epidemiol.* 2011;64(4):407-415.
- [9] Guyatt GH, Oxman AD, Kunz R, et al. GRADE guidelines: 7. Rating the quality of evidence--inconsistency. *J Clin Epidemiol.* 2011;64(12):1294-1302.
- [10] Guyatt GH, Oxman AD, Montori V, et al. GRADE guidelines: 5. Rating the quality of evidence--publication bias. *J Clin Epidemiol.* 2011;64(12):1277-1282
- [11] Hopewell S, Loudon K, Clarke MJ, Oxman AD, Dickersin K. Publication bias in clinical trials due to statistical significance or direction of trial results. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009;(1):MR000006.
- [12] Guyatt GH, Oxman AD, Sultan S, et al. GRADE guidelines: 9. Rating up the quality of evidence. *J Clin Epidemiol.* 2011;64(12):1311-1316.
- [13] Brody L, Wu YH, Stangl E. A Comparison of Personal Sound Amplification Products and Hearing Aids in Ecologically Relevant Test Environments. *Am J Audiol.* 2018;27(4):581-593.
- [14] Johnson JA, Xu J, Cox RM. Impact of Hearing Aid Technology on Outcomes in Daily Life II: Speech Understanding and Listening Effort. *Ear Hear.* 2016;37(5):529-540.
- [15] Krueger M, Schulte M, Zokoll MA, et al. Relation Between Listening Effort and Speech Intelligibility in Noise. *Am J Audiol.* 2017;26(3S):378-392.
- [16] McGarrigle R, Gustafson SJ, Hornsby BWY, Bess FH. Behavioral Measures of Listening Effort in School-Age Children: Examining the Effects of Signal-to-Noise Ratio, Hearing Loss, and Amplification. *Ear Hear.* 2019;40(2):381-392.
- [17] Megha, Maruthy S. Auditory and Cognitive Attributes of Hearing Aid Acclimatization in Individuals With Sensorineural Hearing Loss. *Am J Audiol.* 2019;28(2S):460-470.
- [18] Rocha LV, Martinelli MC. Cognition and benefit obtained with hearing aids: a study in elderly people. *Cognição e benefício obtido com o uso de próteses auditivas: um estudo em idosos.* *Codas.* 2020;32(2):e20180259.
- [19] Rovetti J, Goy H, Pichora-Fuller MK, Russo FA. Functional Near-Infrared Spectroscopy as a Measure of Listening Effort in Older Adults Who Use Hearing Aids. *Trends Hear.* 2019;23:2331216519886722.
- [20] Timmer BHB, Hickson L, Launer S. Do Hearing Aids Address Real-World Hearing Difficulties for Adults With Mild Hearing Impairment? Results From a Pilot Study Using Ecological Momentary Assessment. *Trends Hear.* 2018;22:2331216518783608.
- [21] Bernarding C, Strauss DJ, Hannemann R, Seidler H, Corona-Strauss FI. Neurodynamic evaluation of hearing aid features using EEG correlates of listening effort. *Cogn Neurodyn.* 2017;11(3):203-215
- [22] Desjardins JL. The Effects of Hearing Aid Directional Microphone and Noise Reduction Processing on Listening Effort in Older Adults with Hearing Loss. *J Am Acad Audiol.*
- [23] Kuk F, Slugocki C, Korhonen P. An Integrative Evaluation of the Efficacy of a Directional Microphone and Noise-Reduction Algorithm under Realistic Signal-to-Noise Ratios. *J Am Acad Audiol.* 2020;31(4):262-270.
- [24] Picou EM, Ricketts TA. How directional microphones affect speech recognition, listening effort and localisation for listeners with moderate-to-severe hearing loss. *Int J Audiol.* 2017;56(12):909-918.
- [25] Picou EM, Moore TM, Ricketts TA. The Effects of Directional Processing on Objective and Subjective Listening Effort. *J Speech Lang Hear Res.* 2017;60(1):199-211.
- [26] Picou EM, Ricketts TA. The relationship between speech recognition, behavioural listening effort, and subjective ratings. *Int J Audiol.* 2018;57(6):457-467.
- [27] Juul Jensen J, Callaway SL, Lunner T, Wendt D. Measuring the Impact of Tinnitus on Aided Listening Effort Using Pupillary Response. *Trends Hear.* 2018;22:2331216518795340.
- [28] Ohlenforst B, Wendt D, Kramer SE, Naylor G, Zekveld AA, Lunner T. Impact of SNR, masker type and noise reduction processing on sentence recognition performance and listening effort as indicated by the pupil dilation response. *Hear Res.* 2018;365:90-99.

- [29] Wong LLN, Chen Y, Wang Q, Kuehnel V. Efficacy of a Hearing Aid Noise Reduction Function. *Trends Hear.* 2018;22:2331216518782839.
- [30] Wendt D, Hietkamp RK, Lunner T. Impact of Noise and Noise Reduction on Processing Effort: A Pupillometry Study. *Ear Hear.* 2017;38(6):690-700.
- [31] Wu YH, Stangl E, Chipara O, Hasan SS, DeVries S, Oleson J. Efficacy and Effectiveness of Advanced Hearing Aid Directional and Noise Reduction Technologies for Older Adults With Mild to Moderate Hearing Loss. *Ear Hear.* 2019;40(4):805-822.
- [32] Kuk F, Slugocki C, Korhonen P, Seper E, Hau O. Evaluation of the Efficacy of a Dual Variable Speed Compressor over a Single Fixed Speed Compressor. *J Am Acad Audiol.* 2019;30(7):590-606.
- [33] Schafer PJ, Serman M, Arnold M, et al. Evaluation of an objective listening effort measure in a selective, multi-speaker listening task using different hearing aid settings. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015;2015:4647-4650.
- [34] Shehorn J, Marrone N, Muller T. Speech Perception in Noise and Listening Effort of Older Adults With Nonlinear Frequency Compression Hearing Aids. *Ear Hear.* 2018;39(2):215-225.
- [35] Ricketts TA, Picou EM, Shehorn J, Dittberner AB. Degree of Hearing Loss Affects Bilateral Hearing Aid Benefits in Ecologically Relevant Laboratory Conditions. *J Speech Lang Hear Res.* 2019;62(10):3834-3850.
- [36] van Schoonhoven J, Schulte M, Boymans M, Wagener KC, Dreschler WA, Kollmeier B. Selecting Appropriate Tests to Assess the Benefits of Bilateral Amplification With Hearing Aids. *Trends Hear.* 2016;20:2331216516658239.
- [37] Sommers MS, Tye-Murray N, Barcroft J, Spehar BP. The Effects of Meaning-Based Auditory Training on Behavioral Measures of Perceptual Effort in Individuals with Impaired Hearing. *Semin Hear.* 2015;36(4):263-272.
- [38] Kuchinsky SE, Ahlstrom JB, Cute SL, Humes LE, Dubno JR, Eckert MA. Speech-perception training for older adults with hearing loss impacts word recognition and effort. *Psychophysiology.* 2014;51(10):1046-1057.
- [39] Neher T, Grimm G, Hohmann V, Kollmeier B. Do hearing loss and cognitive function modulate benefit from different binaural noise-reduction settings?. *Ear Hear.* 2014;35(3):e52-e62.
- [40] Schnabl J, Bumann B, Rehbein M, et al. Höranstrengung bei Cochlea-Implantaten: Einseitige versus beidseitige Versorgung [Listening effort with cochlear implants: Unilateral versus bilateral use]. *HNO.* 2015;63(8):546-551.
- [41] Hughes KC, Galvin KL. Measuring listening effort expended by adolescents and young adults with unilateral or bilateral cochlear implants or normal hearing. *Cochlear Implants Int.* 2013;14(3):121-129.
- [42] Sarampalis A, Kalluri S, Edwards B, Hafter E. Objective measures of listening effort: effects of background noise and noise reduction. *J Speech Lang Hear Res.* 2009;52(5):1230-1240.
- [43] Gordon-Salant S, Fitzgibbons PJ. Selected cognitive factors and speech recognition performance among young and elderly listeners. *J Speech Lang Hear Res.* 1997;40(2):423-431.
- [44] Ingvalson EM, Dhar S, Wong PC, Liu H. Working memory training to improve speech perception in noise across languages. *J Acoust Soc Am.* 2015;137(6):3477-3486.
- [45] Kuchinsky SE, Ahlstrom JB, Vaden KI, Cute SL, Humes LE, Dubno JR, Eckert MA. Pupil size varies with word listening and response selection difficulty in older adults with hearing loss. *Psychophysiology.* 2013;50(1):23-34.
- [46] Winn MB, Edwards JR, Litovsky RY. The Impact of Auditory Spectral Resolution on Listening Effort Revealed by Pupil Dilation. *Ear Hear.* 2015;36(4):e153-e165.
- [47] Alhanbali S, Dawes P, Millman RE, Munro KJ. Measures of Listening Effort Are Multidimensional. *Ear Hear.* 2019;40(5):1084-1097.

SMS Audio Electronique, votre partenaire en accessoires pour les personnes malentendantes et sourdes



Au domicile · au travail · dans l'enseignement · dans les lieux publics

Découvrez tous nos produits sur :
www.humanteknik.com



SMS

SMS Audio Electronique Sàrl
 173 rue du Général de Gaulle
 F-68440 Habsheim

Tel.: +33 (0) 389441400
 Fax: +33 (0) 389446213

Internet: www.humanteknik.com

E-Mail: sms@audiofr.com

ACTUALITÉS

Innovations 2022

Découvrez prochainement

des nouveaux styles pour une gamme élargie pour :

**PLUS de sons.
PLUS de potentiel.
PLUS de satisfaction.**

NOUVEAUX

Oti | **LIVE**

6 sessions programmées

Inscrivez-vous vite !



Choisissez l'une des 6 sessions proposées en flashant le code ci-dessus.

N'hésitez pas à contacter votre Responsable Régional(e) pour en savoir plus.

☎ 01 41 88 01 50 @ www.oticon.fr ✉ commandes@oticon.fr in oticon

Life-changing technology signifie Des technologies qui changent la vie.

oticon
life-changing technology

IMPACT DU BRUIT SUR L'AUDITION DES TECHNICIENS DE LABORATOIRE D'ANALYSES DE BIOLOGIE MÉDICALE



Auteur

Coralie MOULS

Audioprothésiste D.E -
Université de Montpellier

Ces deux dernières décennies, les laboratoires d'analyses de biologie médicale, pour s'adapter à l'évolution accélérée des technologies et aux exigences économiques qui en résultent, ont concentré sur des plateaux techniques dédiés, de nombreux équipements matériels automatisés de grande capacité, dont certains sont bruyants, et un nombre important de salariés, à l'origine d'une augmentation significative du niveau sonore de ces lieux de travail.

Ce bruit a-t-il une influence sur l'audition des techniciens de laboratoire ?

Les mesures de bruit dans les zones techniques et l'étude des capacités auditives du personnel ont permis de dresser une approche du niveau sonore des locaux techniques, qui respecte la réglementation en vigueur, et de constater son influence minime sur l'audition des techniciens.

Mots clés

BRUIT AU TRAVAIL, LABORATOIRE D'ANALYSES DE BIOLOGIE MÉDICALE,
NUISANCES SONORES, PLATEAUX TECHNIQUES, TECHNICIENS DE LABORATOIRE

INTRODUCTION

Le bruit peut exercer sur l'organisme humain une action agressive, définie, selon la norme NF S 30-105, comme une nuisance auditive.

Le bruit au travail peut constituer une nuisance majeure et conduire à des surdités, du stress et de la fatigue, avec, à moyen ou long terme, des conséquences sur la santé des salariés ainsi que sur la qualité de leur travail.

Depuis le décret du 10 avril 1963, modifié en septembre 2003, le bruit est d'ailleurs reconnu comme une cause de maladie professionnelle (Tableau n°42 de la sécurité sociale). Plus récemment, le décret n° 2006-892 du 19 juillet 2006 modifiant le Code du travail ^[1] décrit les principes généraux de la prévention des risques professionnels pour la santé et la sécurité des travailleurs exposés au bruit, ainsi que les paramètres physiques utilisés comme indicateurs du risque lors des mesures d'expositions au bruit professionnel.

Ces deux dernières décennies, les laboratoires d'analyses de biologie médicale ont dû s'adapter aux exigences économiques résultant de l'évolution accélérée des technologies, de l'obligation de qualité, et du respect de normes toujours plus strictes. Pour cela, ils ont concentré sur des plateaux techniques

de grande surface, un nombre important de moyens humains et d'équipements matériels dont certains sont connus comme bruyants (centrifugeuse, extracteur, automates...), qui de fait engendre une augmentation du niveau sonore des locaux concernés. Afin de minimiser ce risque, l'employeur est tenu de mettre en œuvre des moyens pour limiter l'exposition des travailleurs aux nuisances sonores, comme le choix d'appareils moins bruyants et/ou l'isolement des machines les plus bruyantes, le traitement acoustique des locaux, la gestion du temps d'exposition. Néanmoins, les nombreuses contraintes relatives aux spécificités techniques, à la sécurité, l'hygiène, la maîtrise des constantes physiques ambiantes, auxquelles sont soumis les laboratoires d'analyses de biologie médicale, rendent plus difficiles la mise en place des moyens de lutte contre le bruit.

Le but de cette étude est de déterminer si le bruit présent sur les plateaux techniques d'analyses de biologie médicale a une influence sur l'audition des techniciens qui y travaillent. Pour cela, nous avons effectué des mesures de bruit dans les locaux techniques et nous avons testé l'audition des techniciens de laboratoire en comparaison avec un groupe témoin de personnel travaillant en dehors de la zone technique.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

1. Population

L'ensemble de la population de l'étude comprend 27 sujets, 22 femmes et 5 hommes, divisé en deux groupes :

- 14 techniciens de laboratoire, âgés de 23 à 61 ans, 11 femmes et 3 hommes, supposés normo-entendants, otologiquement sains, sans antécédent ORL personnel ou familial, travaillant sur deux des plateaux techniques du laboratoire d'analyses de biologie médicale étudiés.
- Une population témoin, composée de 13 sujets, âgés de 25 à 58 ans, 11 femmes et 2 hommes, présentant les mêmes critères d'inclusion et travaillant au sein d'autres postes de l'entreprise.

La moyenne d'âge du groupe témoin est de 41,6 ans avec une ancienneté moyenne dans l'entreprise de 8 ans et celle du groupe de techniciens est de 40 ans avec une ancienneté moyenne de 9 ans sur les plateaux techniques.

2. Matériel

Pour réaliser cette étude, nous utilisons :

- Un questionnaire d'anamnèse (Annexe 1)
- Un otoscope
- Des speculums
- Un audiomètre clinique Interacoustics AC40 (capable de tester les fréquences jusqu'à 16 000 Hz)
- Un casque TDH39
- Un casque Haute Fréquence KOSS (R/80)
- Un baladeur CD
- Un CD audio contenant les listes dissyllabiques de Fournier
- Les listes de Fournier au format papier
- Un sonomètre intégrateur 01 dB et sa source sonore étalon
- Des ballons de baudruche

3. Méthode

Deux types de mesures ont été réalisés, afin de répondre à la problématique posée :

- Mesures du bruit présent dans la salle des machines des deux plateaux techniques étudiés,
- Mesures audiométriques sur l'ensemble de la population sélectionnée.

Parmi les 5 plateaux techniques du Laboratoire d'Analyses de Biologie Médicale (LABM) BIOMED34, nous avons sélectionné pour l'étude, les deux plateaux techniques ayant les niveaux sonores les plus élevés, Saint-Thibéry et Sète Clinique, possédant le plus grand nombre de machines et/ou les machines les plus bruyantes.

Mesures de bruit sur les plateaux techniques

L'évaluation des risques liés au bruit passe par une évaluation et une mesure des niveaux de bruit auxquels est exposé le personnel ; elle a pour objet de déterminer des indicateurs de risque et si nécessaire, de mettre en place des moyens de prévention appropriés.

Pour réaliser les mesures de bruit, nous procédons au préalable, à l'étalonnage du sonomètre : pour cela, nous utilisons la source sonore étalon fournie avec le sonomètre, qui émet un niveau de pression sonore constant à une fréquence donnée. Ici, la source sonore étalon émet un niveau de pression sonore de 94.0 dB à 1000 Hz. Puis nous réglons le sonomètre de sorte à mesurer le niveau de pression acoustique continu équivalent pondéré A ($L_{A,eqT}$), car la mesure du niveau de pression acoustique instantané ne tiendrait pas compte de la durée d'observation du bruit. Par conséquent, nous choisissons de réaliser la mesure sur une durée d'une minute environ. Les résultats obtenus sont exprimés en dB SPL.

Les mesures sont réalisées pour les bandes d'octave centrées sur 125, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 et 16000 Hz, afin de déterminer la répartition de l'énergie sonore en fonction des fréquences. Pour effectuer la mesure, nous plaçons le sonomètre à l'endroit le plus bruyant de la salle, portes et fenêtres closes, loin de toute paroi, pour éviter qu'il ne soit situé sur un ventre de pression acoustique. Nous réitérons cette opération sur les deux plateaux techniques étudiés.

Tests audiométriques sur le personnel

Mesures acoustiques de la salle de mesures

Les mesures audiométriques sont réalisées au sein de l'entreprise, en dehors des salles techniques, dans des locaux qui doivent satisfaire aux conditions acoustiques prévues par l'article L. 4361-6 du Code de la santé publique ^[2]. Nous choisissons pour salle de mesures audiométriques une salle remplissant les deux conditions suivantes : un niveau constant équivalent de bruit, dans les conditions normales d'utilisation, ne dépassant pas 40 dB(A) sur une durée de mesure d'une heure et un temps de réverbération inférieur à 0,5 seconde à la fréquence de 500 Hz ^[3].

Pour contrôler le niveau constant équivalent de bruit, nous utilisons le sonomètre réglé comme décrit au paragraphe précédent (3. Méthode/Mesures de bruit). Pour contrôler le temps de réverbération de la salle, nous changeons le paramétrage du sonomètre, lequel doit être situé au milieu du local. Dès lors, nous gonflons au maximum un ballon de baudruche que nous plaçons en direction du sonomètre, bras tendu, et nous le faisons exploser à l'aide d'une pointe. Le niveau sonore de l'explosion déclenche l'enregistrement du temps de réverbération.

Ces mesures acoustiques, préalables aux tests audiométriques sur le personnel, ont été effectuées dans trois locaux différents, remplissant tous ces deux conditions ; les résultats sont reportés dans le tableau 1.

Local de mesures audiométriques	1	2	3
Niveau de pression acoustique continu équivalent $L_{A,eqT}$ (exprimé en dB A)	35,8	38,6	30,3
Temps de réverbération (exprimé en seconde) à la fréquence 500 Hz	0,46	0,36	0,38

Tableau 1

Tests audiométriques

Nous réalisons sur chaque sujet de l'étude, une anamnèse permettant de vérifier les critères d'inclusion, selon le modèle suivant :

- Présence d'acouphène : Oui / Non
- Antécédents personnels ORL :
- Antécédents familiaux de surdité :
- Traitements par chimiothérapie : Oui / Non
- Traitements médicamenteux en cours (ototoxicité) : Oui / Non
- Exposition aux sons forts : Oui / Non
- Ancienneté dans l'entreprise et à ce poste :
- Ancienneté sur les plateaux techniques (pour techniciens) :

Sont exclus les sujets qui présentent des antécédents personnels ORL, des antécédents familiaux de surdité, les sujets ayant été exposés à des sons forts, ou ayant pratiqué des activités traumatiques pour l'audition telles que le tir, la chasse, etc., les sujets traités par chimiothérapie ou par médicament ototoxique. Plus généralement, les sujets retenus doivent présenter une audition supposée normale.

Nous réalisons également une otoscopie afin de vérifier que le conduit auditif externe n'est pas obstrué (bouchon de cérumen)

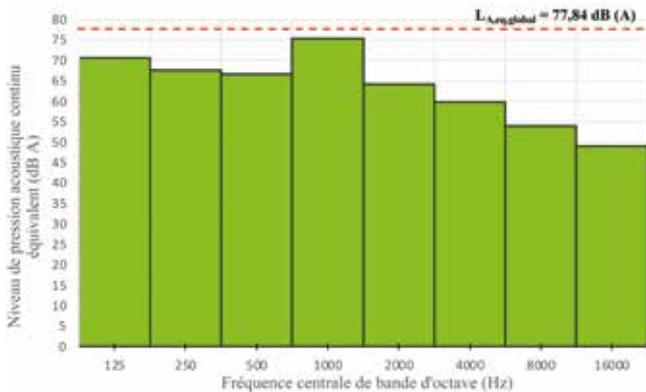


Figure 1 : Spectre du bruit du plateau technique de Saint-Thibéry. **Légende :** La ligne en pointillé correspond au niveau de pression acoustique continu équivalent global ($L_{A,eq,global}$).

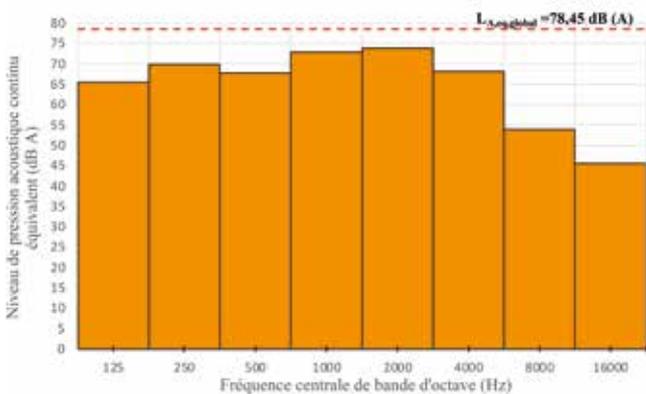


Figure 2 : Spectre du bruit du plateau technique de Sète Clinique. **Légende :** La ligne en pointillé correspond au niveau de pression acoustique continu équivalent global ($L_{A,eq,global}$).

et que le tympan présente un aspect « normal ». Lorsque l'une des conditions précédentes n'est pas remplie, le sujet est également exclu de l'étude.

Dans un premier temps, une audiométrie tonale liminaire au casque est réalisée, au cours de laquelle nous testons également les hautes fréquences, à savoir 12 000 et 16 000 Hz. Dans un deuxième temps, nous réalisons une audiométrie vocale au casque. Nous choisissons d'utiliser les listes dissyllabiques de Fournier, rapides et faciles à mettre en place lors d'une audiométrie sur place. Pour améliorer leur équilibre, et la représentativité du test, nous choisissons de diffuser une liste de voix d'homme ainsi qu'une liste de voix de femme pour chaque niveau sonore. Toutes les audiométries ont été réalisées le matin. L'audiomètre a été calibré au préalable avec les différents casques utilisés ainsi qu'avec le baladeur CD.

RÉSULTATS

Mesures de bruit

La figure 1 représente le niveau de pression acoustique continu équivalent pondéré A par bandes d'octave centrées sur 125, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 et 16000 Hz, sur le plateau technique de Saint-Thibéry, exprimé en dB SPL. La bande d'octave la plus énergétique est la bande d'octave de fréquence centrale 1000 Hz. La moins énergétique est celle centrée sur 16000 Hz. Le bruit est globalement plus énergétique dans les bandes d'octave inférieures à la bande d'octave centrée sur 1000 Hz (basses fréquences).

La figure 2 représente le niveau de pression acoustique continu équivalent pondéré A par bandes d'octave centrées sur 125, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 et 16000 Hz, sur le plateau technique de Sète Clinique, exprimé en dB SPL. La bande d'octave la plus énergétique est la bande d'octave de fréquence centrale 2000 Hz. La moins énergétique est celle centrée sur 16000 Hz. Le bruit est globalement plus énergétique dans les bandes d'octave situées entre la bande d'octave centrée sur 250 Hz et celle centrée sur 4000 Hz.

La figure 3 représente les niveaux de pression acoustique continus équivalents pondérés A par bandes d'octave centrées sur 125, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 et 16000 Hz, des deux plateaux techniques, exprimé en dB SPL.

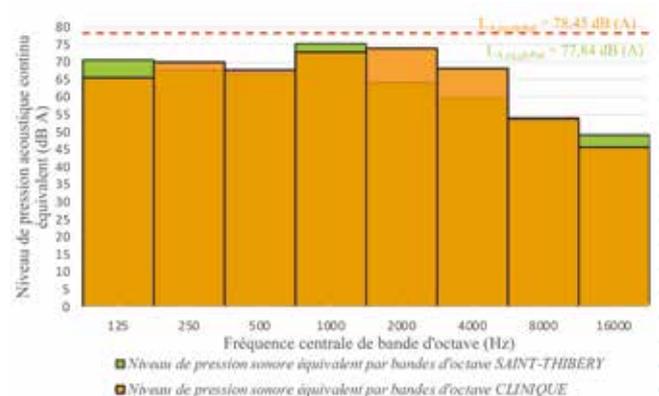


Figure 3 : Spectre du bruit des plateaux techniques de Saint-Thibéry et Sète Clinique.

Légende : Le spectre orange correspond au spectre du bruit présent sur le plateau technique de la Clinique de Sète et le spectre vert du bruit présent sur le plateau technique de Saint-Thibéry. La ligne en pointillé de couleur rouge correspond à la superposition des deux niveaux de pression acoustique continu équivalent global des bruits ($L_{A,eq,global}$).

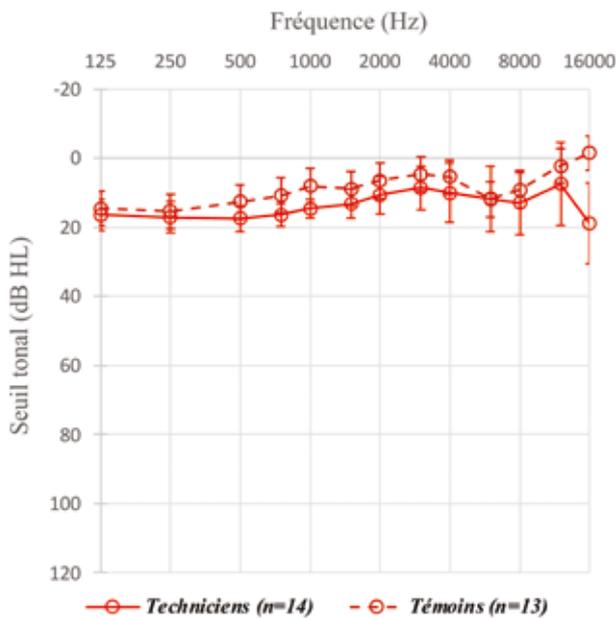


Figure 4 : Audiogramme tonal moyen oreille droite en conduction aérienne au casque de l'ensemble de la population.

Légende : Les cercles correspondent aux seuils auditifs tonals aériens au casque de l'oreille droite, en trait plein et rouge pour le groupe de techniciens, en pointillé et grenat pour le groupe témoin.

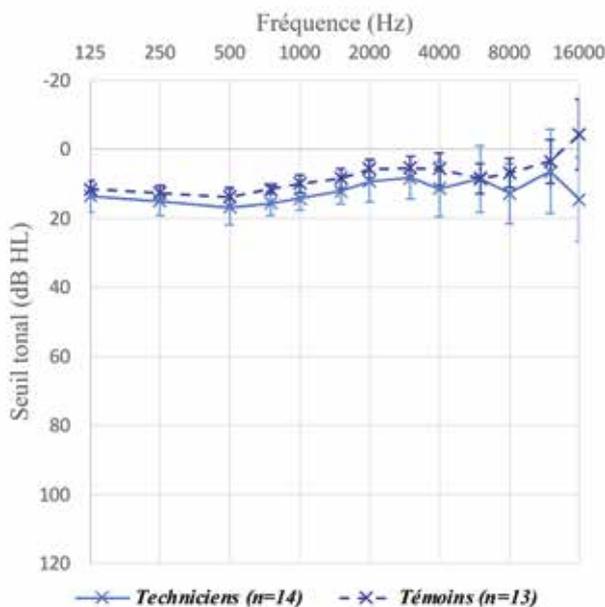


Figure 5 : Audiogramme tonal moyen oreille gauche en conduction aérienne au casque de l'ensemble de la population.

Légende : Les croix correspondent aux seuils auditifs tonals aériens au casque de l'oreille gauche, en trait plein et bleu France pour le groupe de techniciens, en pointillé et bleu foncé pour le groupe témoin.

Audiométrie tonale liminaire

La figure 4 représente la moyenne des seuils auditifs tonals oreille droite mesurés au casque, en conduction aérienne (CA), en fonction de la fréquence, pour les deux groupes, sujets témoins et techniciens.

Les seuils auditifs des deux groupes étudiés sont compris entre 0 et 20 dB HL. Les courbes présentent la même allure, sauf pour la fréquence 16000 Hz pour laquelle le groupe témoin a des seuils inférieurs à 0 dB HL (-1,4 dB HL) et le groupe des techniciens des seuils plus proches de 20 dB HL (18,9 dB HL).

La figure 5 représente la moyenne des seuils auditifs tonals oreille gauche mesurés au casque, en CA, en fonction de la fréquence, pour les deux groupes, sujets témoins et techniciens.

Les seuils auditifs des deux groupes étudiés sont compris entre 0 et 20 dB HL. Les courbes présentent la même allure, sauf pour la fréquence 16000 Hz pour laquelle le groupe témoin a des seuils inférieurs à 0 dB HL (-4,2 dB HL) et le groupe des techniciens des seuils plus proches de 15 dB HL (14,6 dB HL).

La figure 6 représente la moyenne des seuils auditifs tonals, oreilles droite et gauche confondues, mesurés au casque, en CA, en fonction de la fréquence, pour un groupe de techniciens dont l'ancienneté est supérieure ou égale à 8 ans, ainsi que pour le groupe témoin, tous âgés de moins de 50 ans.

Les seuils auditifs des deux groupes étudiés sont compris entre 0 et 20 dB HL. Les courbes présentent sensiblement la même allure, sauf pour la fréquence 16000 Hz pour laquelle le groupe témoin a des seuils inférieurs à 0 dB HL (-3 dB HL) et le groupe des techniciens des seuils plus proches de 15 dB HL.

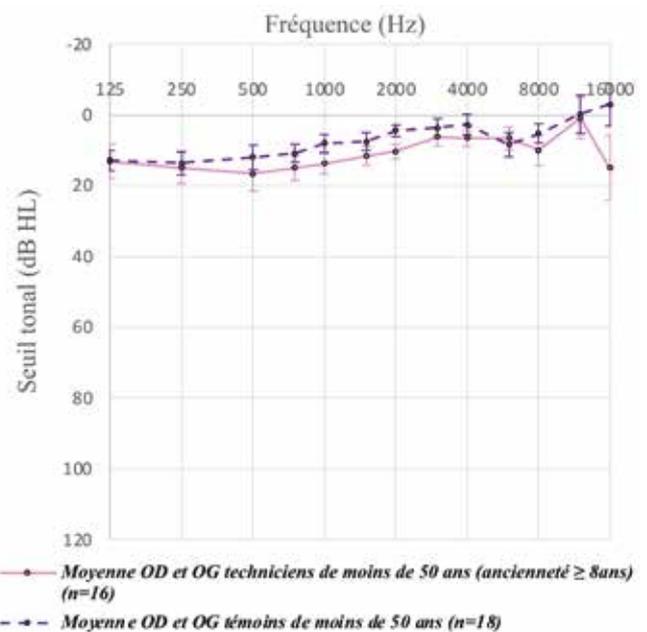


Figure 6 : Audiogramme tonal moyen oreilles droite et gauche en conduction aérienne au casque de la population de moins de 50 ans et pour une ancienneté des techniciens supérieure ou égale à 8 ans.

Légende : La courbe en pointillé, de couleur violet foncé, représente les seuils tonals moyens oreilles droite et gauche des témoins âgés de moins de 50 ans et la courbe en trait plein, de couleur rose, représente les seuils tonals moyens oreilles droite et gauche des techniciens âgés de moins de 50 ans ayant 8 ans ou plus d'ancienneté.



Comment l'enseigne VivaSon a su concilier prix raisonnables et appareillages de qualité !

Témoignages d'Alexandra Lopez et Marie Gibert, respectivement diplômées d'Etat en 2012 et 2016 de l'école de Fougères, quelques mois après leur entrée chez VivaSon...

Pourquoi avoir choisi l'enseigne VivaSon ?

Marie : Je connaissais l'enseigne à travers ses publicités, souvent axées sur les prix et les promotions grand public. J'ai rapidement compris au cours de mon entretien qu'il ne s'agissait là que de la partie émergée de l'iceberg : la formation, l'environnement de travail dans les centres, la qualité du relationnel avec les patients, l'expertise interne en audiologie, la bienveillance du management... J'ai rapidement été séduite par tout ce que propose l'enseigne pour les patients et les collaborateurs !



Marie Gibert, VivaSon Rennes - SALARIÉE

Comment s'est déroulée votre intégration au sein de l'enseigne ?

Alexandra : J'ai suivi un parcours de formation de 3 semaines, dont la moitié s'est déroulée en classe avec cours théoriques, ce qui m'a d'ailleurs permis de rencontrer d'autres recrues audioprothésistes. Toutes les thématiques essentielles y sont abordées comme le commercial, le relationnel ORL, l'administratif des ventes bien sûr, mais l'audiologie occupe une place fondamentale dans ce parcours initiatique et se décline en 20 modules techniques spécifiques. Cela me permet aujourd'hui d'être plus à l'aise dans mon quotidien. Quel que soit le profil de la recrue, cette formation est obligatoire et c'est une très bonne chose !



Alexandra Lopez, VivaSon Tours - GÉRANTE

Comment êtes-vous accompagnée au quotidien, notamment en audiologie ?

Marie : Deux fois par an, le groupe met en place des journées de formation avec l'ensemble des collaborateurs. Des sessions d'e-learning sont également organisées tous les mois : la dernière concernait les implants à ancrage osseux avec la participation d'un ORL Chef de Service en CHU. D'autres plans d'actions sont menés régulièrement : « Debriefing » des cas patients avec ses pairs, modules de renforts techniques personnels, Newsletters audiologie mensuelles, ... et nos 2 Responsables Audiologie sont hyper réactifs en cas de besoin ! Un vrai plaisir d'avoir du contenu de formation tout au long de l'année, qui nous permet de progresser au fil du temps !

CHIFFRES CLÉS (2021)

- 10 sessions d'e-learning
- 4 ateliers thématiques
- 2 sessions plénières de formation
- 6 renforts techniques
- Newsletter « Mallette de l'Audio » mensuelle



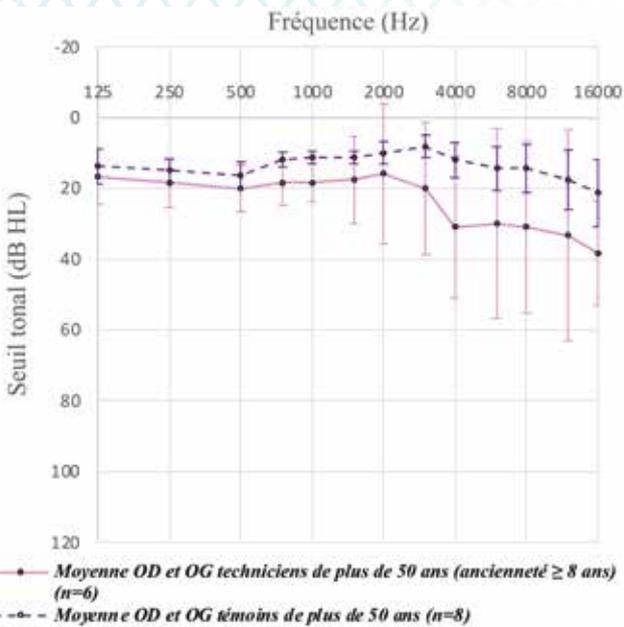


Figure 7 : Audiogramme tonal moyen oreilles droites et gauches en conduction aérienne au casque de la population de plus de 50 ans et pour une ancienneté des techniciens supérieure ou égale à 8 ans. **Légende** : La courbe en pointillé, de couleur violet foncé, représente les seuils tonals moyens oreilles droite et gauche du groupe témoin dans la tranche supérieure à 50 ans et la courbe en trait plein, de couleur rose, représente les seuils tonals moyens oreilles droite et gauche des techniciens de 8 ans et plus d'ancienneté dans la tranche d'âge supérieure à 50 ans.

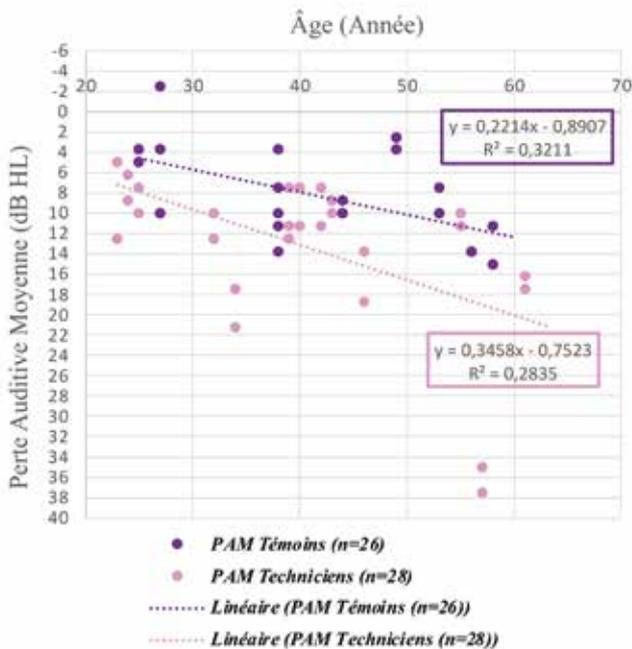


Figure 8 : Perte auditive moyenne oreilles droite et gauche en fonction de l'âge pour le groupe témoin et celui des techniciens. **Légende** : Les points violets représentent la PAM en fonction de l'âge pour le groupe de témoins, la courbe en pointillé de la même couleur représente la courbe de tendance linéaire correspondante donnée avec son équation. Les points roses représentent la PAM en fonction de l'âge pour les techniciens, la courbe en pointillé de la même couleur représente la courbe de tendance linéaire correspondante donnée avec son équation.

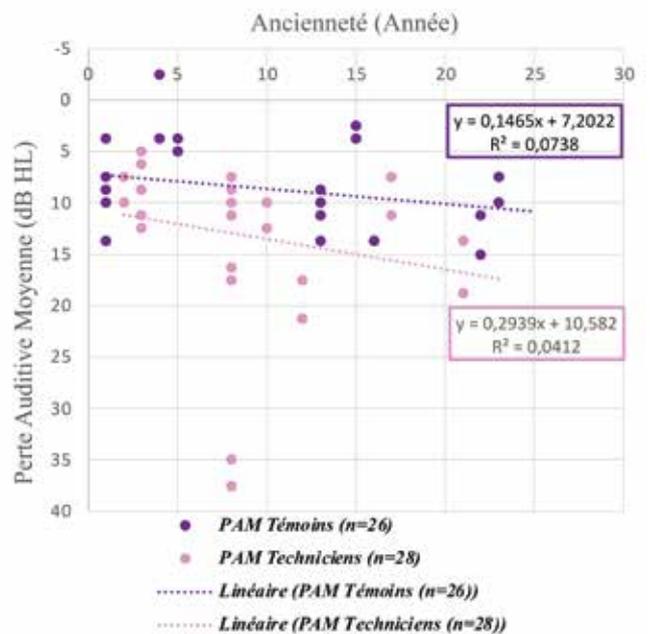


Figure 9 : Perte auditive moyenne oreilles droite et gauche en fonction de l'ancienneté à ce poste pour le groupe témoin et celui des techniciens.

Légende : Les points violets représentent la PAM en fonction de l'ancienneté pour le groupe témoin, la courbe en pointillé de la même couleur représente la courbe de tendance linéaire correspondante donnée avec son équation. Les points roses représentent la PAM en fonction de l'ancienneté pour les techniciens, la courbe en pointillé de la même couleur représente la courbe de tendance linéaire correspondante donnée avec son équation.

La figure 7 représente la moyenne des seuils auditifs tonals, oreilles droite et gauche confondues, mesurés au casque, en CA, en fonction de la fréquence, pour un groupe de techniciens dont l'ancienneté est supérieure ou égale à 8 ans ainsi que pour le groupe témoin, tous âgés de plus de 50 ans.

Les seuils auditifs du groupe témoin sont compris entre 0 et 20 dB HL, ceux du groupe de techniciens sont inférieurs à 20 dB HL pour les fréquences inférieures à 3000 Hz, et compris entre 20 et 40 dB HL pour les fréquences supérieures.

La figure 8 représente la perte tonale moyenne, calculée à partir de la moyenne des seuils auditifs tonals en conduction aérienne pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz, oreilles droite et gauche confondues, mesurés au casque, en fonction de l'âge, pour les deux groupes étudiés, ainsi que la courbe de tendance linéaire associée à chacun d'eux.

La figure 9 représente la perte tonale moyenne, calculée à partir de la moyenne des seuils auditifs tonals en conduction aérienne pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz, oreilles droite et gauche confondues, mesurés au casque, en fonction de l'ancienneté à ce poste, pour les deux groupes étudiés, ainsi que la courbe de tendance linéaire associée à chacun d'eux.

Audiométrie vocale

La figure 10 représente la moyenne des pourcentages de reconnaissance, oreilles droite et gauche, en CA, mesurés dans le calme, au casque, pour différents niveaux sonores, pour le groupe de sujets témoins et le groupe de techniciens.

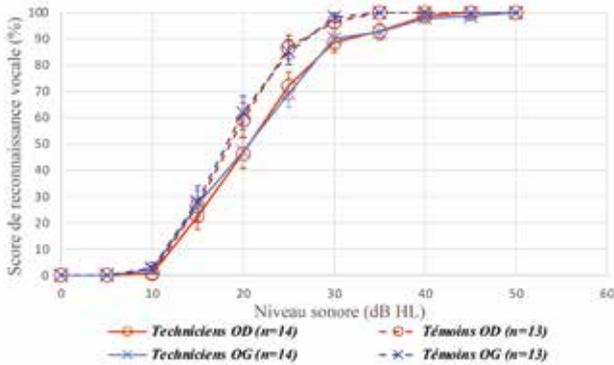


Figure 10 : Audiogramme vocal moyen oreilles droite et gauche en conduction aérienne au casque de l'ensemble de la population. **Légende :** Les cercles correspondent aux pourcentages de reconnaissance en aérien au casque de l'oreille droite, en trait plein et rouge pour le groupe de techniciens, en pointillé et grenat pour le groupe témoin. Les croix correspondent aux pourcentages de reconnaissance en aérien au casque de l'oreille gauche, en trait plein et bleu France pour le groupe de techniciens, en pointillé et bleu foncé pour le groupe témoin.

DISCUSSION

Analyse des mesures de bruit

Les mesures du bruit effectuées sur les deux plateaux techniques (figures 1, 2 et 3) ont permis de déterminer la répartition spectrale de l'énergie acoustique par bandes d'octave et d'en déterminer le niveau de pression acoustique continu équivalent global ($L_{A,eq,global,Te}$).

Pour évaluer l'exposition professionnelle au bruit, nous nous référons à l'un des indicateurs du risque qui est le niveau d'exposition quotidienne au bruit sur 8h (LEX,8h). Pour cela, nous mesurons le niveau de pression acoustique continu équivalent global pondéré A, et nous effectuons le calcul suivant : $L_{EX,8h} = L_{A,eq,Te} + 10 \times \log \frac{Te}{T0}$, avec Te la durée totale effective de la journée de travail et T0 une journée nominale de travail de huit heures.

La durée journalière maximale conventionnelle du travail en LABM étant de 10h^[4] et les techniciens concentrant leur activité de 35h sur 4 jours, nous prenons pour le calcul une durée Te de 10h, correspondant au cas de figure où le risque est le plus important.

Plateau technique de Saint-Thibéry
$L_{EX,8h} = 77,84 + 10 \times \log \frac{10}{8} = 78,81 \text{ dB (A)}$
Plateau technique de la Sète Clinique
$L_{EX,8h} = 78,45 + 10 \times \log \frac{10}{8} = 79,42 \text{ dB (A)}$

Les valeurs obtenues pour le niveau d'exposition quotidienne au bruit sur 8h sont comparées à la valeur d'exposition inférieure (VAI : $L_{EX,8h} = 80 \text{ dB(A)}$) qui déclenche les premières actions de prévention selon les exigences de la réglementation énoncées dans l'article R. 4431-2 du Code du travail^[5]. Le tableau ci-contre fait état des mesures de prévention réglementaires à mettre en place par l'employeur, en fonction des valeurs d'exposition quotidienne.

Nous constatons que les valeurs du $L_{EX,8h}$ obtenues pour les deux plateaux techniques sont inférieures à la VAI, et par conséquent sont conformes à la réglementation en vigueur sur

le bruit au travail. À noter que les mesures ont été réalisées dans des conditions extrêmes : travail en continu pendant 10h, fixe au point le plus bruyant de la pièce, ce qui ne correspond pas aux conditions habituelles de travail.

	Exposition quotidienne (Lex,8h)	Niveau de crête (LpC)	Obligations de l'employeur
Quel que soit le niveau			<ul style="list-style-type: none"> Évaluation du risque Suppression ou réduction au minimum des risques liés à l'exposition au bruit
Valeur d'exposition inférieure déclenchant l'action (VAI)	80 dB(A)	135 dB(C)	<ul style="list-style-type: none"> Mise à disposition de protecteurs auditifs individuels (bouchons d'oreilles, casque antibruit...) Examen audiométrique préventif sur demande du travailleur ou du médecin Information et formation des travailleurs
Valeur d'exposition supérieure déclenchant l'action (VAS)	85 dB(A)	137 dB(C)	<ul style="list-style-type: none"> Programme de mesure techniques ou d'organisation du travail visant à réduire l'exposition au bruit Signalisation appropriée, limitation d'accès aux zones bruyantes Port effectif des protecteurs auditifs individuels Mise en place, si nécessaire et après avis du médecin du travail, d'un Suivi individuel renforcé (SIR)
Valeur limite d'exposition (VLE) tenant compte de l'atténuation du bruit apportée par le protecteur auditif porté par le travailleur	87 dB(A)	140 dB(C)	<ul style="list-style-type: none"> Adoption immédiate des mesures de réduction du niveau d'exposition au bruit à des valeurs inférieures aux valeurs limites Identification des causes de l'exposition excessive et adaptation des mesures de protection

Malgré la réglementation actuelle, qui permet de continuer à travailler sans mesure de prévention particulière vis-à-vis de ce niveau de pression acoustique, les valeurs mesurées étant très proches de la VAI, il semble pertinent d'étudier plus précisément un éventuel impact sur l'audition des sujets exposés.

Analyse de l'audiométrie tonale liminaire

L'audiométrie tonale liminaire moyenne, oreilles droite et gauche, du groupe des techniciens en comparaison avec le groupe témoin (figures 4 et 5), ne présente pas d'écart significatif (les intervalles de confiance ne sont pas disjoints), sauf pour la fréquence 16000 Hz pour l'oreille droite. Cependant, nous constatons que la courbe représentant la perte auditive des techniciens se situe en-dessous de celle des témoins, correspondant à une perte auditive légèrement supérieure pour les techniciens, même si cela ne semble pas significatif pour l'effectif analysé.

Les figures 6 et 7 montrent que pour une ancienneté de plus de 8 ans, à un poste technique supposé bruyant, les techniciens présentent des seuils auditifs plus élevés que les sujets témoins. Les résultats de la figure 6, correspondant au sous-groupe des techniciens âgés de moins de 50 ans, indiquent que la faible augmentation des seuils (quelques dB HL) semble significative (intervalles de confiance disjoints) pour les fréquences 1000 et 2000 Hz, de l'ordre de 6 dB HL, et pour la fréquence 16000 Hz de 18 dB HL.

Si nous rapprochons cette perte auditive du spectre du bruit enregistré sur les deux plateaux techniques, nous pouvons constater que deux des fréquences affectées (1000 et 2000 Hz) correspondent aux bandes d'octave les plus énergétiques (figure 3) ; ce qui pourrait suggérer que le bruit présente une légère influence sur les seuils auditifs des techniciens.

La figure 7 ne peut pas être interprétée de manière objective en raison du faible effectif donnant lieu à des intervalles de confiance trop importants, dans ce sous-groupe de sujets âgés de plus de 50 ans (3 techniciens et 4 sujets témoins).

Dans la figure 8, nous avons voulu mettre en évidence la tendance de la perte auditive moyenne des techniciens, oreilles droite et gauche confondues, parallèlement à celle des sujets témoins, en fonction de leur âge. Nous constatons que les valeurs se répartissent en deux nuages proches, pour lesquels les courbes de tendance confirment un écart moyen très faible entre les deux groupes, allant de 3 à 8 dB HL selon l'âge, en faveur d'une perte plus importante pour le groupe des techniciens. Toutefois, aucune approche par les différents modèles usuels de courbe de tendance n'a permis d'aboutir à une conclusion statistique satisfaisante. Il en va de même pour le modèle linéaire représenté sur la figure 8, où le coefficient de détermination (R²) est très inférieur à 1 (environ 0,3).

Nous avons donc essayé de modéliser les résultats de perte auditive moyenne, oreilles droite et gauche confondues, en fonction de l'ancienneté au poste supposé bruyant, critère qui nous semblait plus pertinent que l'âge du sujet, ce dernier n'étant pas forcément corrélé à une durée d'exposition à long terme. Au vu des résultats difficilement interprétables (figure 9), pour dissocier les deux critères, il serait nécessaire de segmenter les données obtenues par tranche d'âge ; ce qui n'est pas réalisable avec l'effectif de la population étudiée.

Analyse de l'audiométrie vocale

L'audiométrie vocale moyenne, dans le calme, oreilles droite et gauche (figure 10), des techniciens versus celle du groupe témoin, révèle un écart significatif du pourcentage de reconnaissance de mots pour des niveaux sonores de 20, 25, 30 et 35 dB HL, à l'origine d'un décalage global de la courbe de réponse vers la droite, en faveur d'une moins bonne compréhension vocale des techniciens. Nous observons en effet que les techniciens perçoivent 50% des mots à un niveau sonore de 21 dB HL, contre 18 dB HL pour le groupe témoin.

Au total, pour un niveau sonore juste en dessous de la valeur normative VAI, nous pouvons retenir que la différence de perte auditive n'est pas toujours significative en audiométrie tonale, et surtout de très faible amplitude (quelques dB HL), du fait notamment d'une variabilité individuelle qui ne permet pas de tirer des conclusions statistiques sur un effectif réduit. En audiométrie vocale, les résultats obtenus paraissent plus significatifs, en faveur d'une incidence du bruit sur l'audition des techniciens.

Limites et perspectives

Les valeurs des niveaux d'exposition quotidienne au bruit sur 8h étant calculées à partir des niveaux de pression acoustique continus équivalents globaux pondérés A, mesurés une seule fois chacun, il faudrait vérifier la reproductibilité des mesures, d'autant que ces valeurs se trouvent à la frontière entre la VAI et la valeur d'exposition supérieure (VAS).

Pour plus de précision des audiogrammes, nous pourrions remplacer le casque par des inserts.

À la recherche de résultats plus probants, il serait pertinent de limiter les variables individuelles (âge et ancienneté notamment), ou liées au parcours professionnel. Selon le cas, le nombre de sujets par catégorie de variables devrait être augmenté. Les conséquences sur l'audition semblant minimes, nous pourrions également effectuer des audiométries vocales en utilisant les listes de Lafon ou de Dodelé pour une analyse plus approfondie par phonème, afin de déterminer par

réurrence, les phonèmes les plus affectés (s'il y en a). Enfin, il serait intéressant d'analyser la compréhension des techniciens dans le bruit, au moyen d'une audiométrie vocale dans le bruit, en utilisant un bruit dont la répartition spectrale serait comparable à celle mesurée.

CONCLUSION

Cette étude a permis de dresser une première évaluation du bruit auquel peuvent être soumis les techniciens de laboratoires d'analyses de biologie médicale travaillant sur des plateaux techniques, en estimant le niveau de pression sonore et son éventuelle incidence sur leur audition.

Nous avons pu conclure que le niveau sonore respecte la réglementation en vigueur, ce qui élimine la nécessité absolue de mettre en place des mesures de prévention, mais n'exclut pas d'effectuer un traitement acoustique de la salle technique. Cependant, après plusieurs tests réalisés sur une population limitée de techniciens comparativement à une population témoin, l'étude laisse à penser qu'il pourrait exister un impact infime du bruit sur les seuils auditifs, malgré le respect de la réglementation. Ceci reste à être confirmé lors d'une étude de plus grande envergure. Cet état des lieux répond aux interrogations des dirigeants de l'entreprise et du CHSCT, toujours soucieux d'améliorer les conditions de travail et de sécurité de l'ensemble des collaborateurs. Pour aller plus loin, le niveau de gêne et la fatigue auditive liés au bruit au travail pourraient être évalués en réalisant des audiométries avant et après la journée de travail, comme le suggère l'INRS.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Décret n° 2006-892 du 19 juillet 2006 relatif aux prescriptions de sécurité et de santé applicables en cas d'exposition des travailleurs aux risques dus au bruit et modifiant le code du travail.
- [2] Code de la santé publique - Article L4361-6.
- [3] Décret n°85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste.
- [4] Convention collective nationale des laboratoires de biologie médicale extrahospitaliers du 3 février 1978.
- [5] Code du travail - Article R4431-2.
- [6] T. Venet, P. Campo, C. Rumeau, A. Thomas. La mesure de la fatigue auditive périphérique par EchoScan Audio. Décembre 2014 ; (n°140).

LISTE DES ABRÉVIATIONS

AFNOR	Association Française de NORmalisation
CA	Conduction Aérienne
CD	Compact Disc
CHSCT	Comité d'Hygiène, de Sécurité et des Conditions de Travail
dB	Decibel(s)
dB HL	Decibel(s) Hearing Level
dB SPL	Decibel(s) Sound Pressure Level
Hz	Hertz
INRS	Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles
LABM	Laboratoire d'Analyses de Biologie Médicale
n	Effectif
NF	Norme Française
NF S	Norme acoustique
OD	Oreille Droite
OG	OG

Dispositif désormais inscrit sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables sous le code 2388474.



ADHEAR

Collez. Clipsez. Ecoutez.

ADHEAR est un système auditif à conduction osseuse ultra simple à utiliser. Il suffit de coller l'adaptateur, de clipser le processeur et le patient n'a plus qu'à écouter !

Ce qui est différent ?

ADHEAR n'exerce aucune pression sur la peau ou la mastoïde grâce à son adaptateur adhésif, qui garde par ailleurs un positionnement optimal assurant un accès continu aux sons.

- ✓ Confortable
- ✓ Simplissime
- ✓ Esthétique
- ✓ Ecoute continue
- ✓ Positionnement optimal

hearLIFE

medel.com

Systeme à conduction osseuse sur adhésif

Le système à conduction osseuse sur adhésif ADHEAR est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe IIa inscrit à la LPPR et qui porte le marquage CE (numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités de transmission pures (Rinne maximal de 60 dB) pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne est inefficace ou impossible. Le médecin évaluera la situation sur le plan médical en tenant compte des antécédents médicaux complets du patient. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 07/2021. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât 6, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00.

ACTIVATION IMMÉDIATE DES IMPLANTS COCHLÉAIRES : SON RÔLE DANS UNE RÉHABILITATION PLUS RAPIDE



Auteur

Samantha
ROUX-VAILLARD*,
Sophie BOUCHER

Service ORL du CHU Angers,
49933 Angers Cedex 09,
France

* Auteur correspondant :
saroux-vaillard@chu-angers.fr

Tél : 02 41 35 39 69.
Service ORL du CHU Angers,
49933 Angers Cedex 09,
France

Depuis deux décennies, les progrès techniques ont permis une accélération de la réadaptation fonctionnelle après la chirurgie. L'implant cochléaire n'a pas échappé à ces avancées puisqu'il est à présent posé en ambulatoire. L'évolution du matériel de réglage permet à présent une activation immédiate au lit du patient qui peut sortir le jour même de la pose avec son implant en marche. Notre équipe a réalisé une étude préliminaire montrant l'absence d'effets secondaires indésirables et ayant permis de mettre en lumière les points de vigilance à observer pour permettre cette activation immédiate de façon sereine. Le patient peut par ailleurs rentrer à domicile et « piloter » l'augmentation des seuils jusqu'au seuil de bridage décidé par le régleur et ainsi permettre une augmentation progressive de sa sonie jusqu'aux niveaux de confort.

ETUDE

Depuis septembre 2016, nous pratiquons de façon systématique, chez tous nos patients adultes, une activation immédiate. Déjà réalisée de façon exceptionnelle par un petit nombre d'équipes, nous avons évalué ici, chez 19 patients (tableau 1) activés précocement (J1 postopératoire) et chez 10 patients du groupe contrôle (activation classique à 2 semaines) les performances audiométriques à 6 mois, les complications rencontrées et les données de réglages (seuils de stimulation et impédances) des patients implantés [2], [3], [4]. L'objectif de cette

étude est de montrer l'absence d'infériorité de l'activation immédiate (AI) sur les performances audiométriques ainsi que l'innocuité de cette procédure comparativement à la procédure conventionnelle (AC).

L'activation est réalisée au lit du malade avec le matériel de réglage et un ordinateur portable ou une tablette. Les tests électrophysiologiques réalisés au bloc opératoire permettent de guider l'activation. Les seuils de confort sont déterminés avec le patient jusqu'à obtention d'une sensation de sonie confortable. Les balances entre les graves et les aigus sont

	ACTIVATION IMMÉDIATE : AI	ACTIVATION CLASSIQUE : AC
AGE DES PATIENTS	59,1 (moyenne) min :33 ans, max :88 ans	47 (moyenne) min :26 ans, max :78 ans
FABRICANT ET TYPE D'IMPLANT	Implants Cochlear CI512(CA): 18, CI532: 1 Processeurs CP910: 19	Implants Cochlear CI512(CA) :10 Processeurs CP910: 9, CP950 :1
DURÉE DE DÉPRIVATION AUDITIVE	9,3 ans (de 1 à 20 ans)	10,91 ans (de 1 à 20 ans)
ETIOLOGIES	Malformation de Mondini: 1 Méningite à pneumocoque: 2 Otospongiose : 1 Labyrinthite : 1 Syndrome de Cogan : 1 Inconnue : 13	Syndrôme de Pendred : 1 Cytopathie mitochondriale : 1 Inconnue : 8 Tableau 1 Données démographiques

Tableau 1 : Données démographiques

adaptés selon les réponses du patient à la compréhension de la parole en utilisant le triangle vocalique.

Les applications disponibles sur smartphones permettent, chez certains fabricants d'implants, la gestion des seuils de confort par le patient avec possibilité pour le régleur de définir des plafonds et ainsi de brider cette augmentation.

Les résultats obtenus, en terme de compréhension vocale et de seuils d'intelligibilité, par le groupe AI sont superposables à ceux du groupe AC. Il n'a pas été retrouvé d'infériorité statistiquement significative entre les résultats audiométriques à 6 mois des deux groupes (activations immédiate versus classique) ($p > 0,05$). Le groupe AI retrouve une moyenne de 61.58% (+/-27.54%) de compréhension des mots dissyllabiques des listes de Fournier à 60dB contre 71% (+/-34.14%) dans le groupe AC (figure 1). La moyenne des seuils d'intelligibilité (figure 2) retrouvés pour 50% de mots compris sont respectivement de 39.74dB (+/-14.67dB) et 36.5dB (+/-11.07dB), pour le groupe AI et le groupe AC ($p > 0,05$). Les performances audiométriques à 6 mois de l'intervention ne sont pas affectées par une activation immédiate du processeur de l'implant cochléaire.

L'évolution des niveaux d'impédances au fil du temps était la même dans les deux groupes, avec une diminution d'environ 20% en 3 semaines, sans différence statistiquement significative ($p > 0,05$) (tableau 2). L'activation précoce n'était pas un facteur influençant la modification des impédances (test de Student sur échantillons appariés ne retrouvant pas d'infériorité d'un groupe par rapport à l'autre, $p > 0,05$).

Les niveaux eCAP et les seuils de confort « C » ont été relevés sur 5 électrodes, à 1 mois pour le groupe AI (tableau 3a) et à 1 et 3 mois pour les patients du groupe AC (tableau 3b).

La satisfaction subjective des patients activés précocement a été recueillie à leur visite de contrôle à J7. Aucun d'entre eux ne regrettait l'activation précoce et la recommandait aux futurs

GRUPE	AI	AC
MOYENNE DES IMPÉDANCES PEROPÉRATEIRE	10,64	10,32
MOYENNE DES IMPÉDANCES À 3 SEMAINES	8,68	8,08

Tableau 2 : Moyennes des niveaux d'impédances dans les deux groupes en peropératoire et à 3 semaines

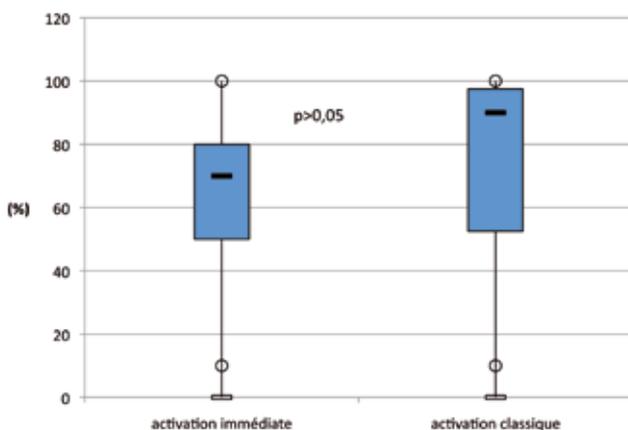


Figure 1

N° électrode	Moyenne des eCAP peropératoire	Moyenne des niveaux C à 1 mois
1	164,5	165,21
6	172,47	165,26
11	179	162,74
16	167,63	163,42
22	165,63	163,84

Tableau 3a : Patients du groupe AI : Moyennes des niveaux eCAP (Neural Response Threshold) et des niveaux C à 1 mois de l'intervention sur 5 électrodes.

N° électrode	Moyenne des eCAP peropératoire	Moyenne des niveaux C à 1 mois	Moyenne des niveaux C à 3 mois
1	177,33	144,8	156,3
6	182	158,5	171,6
11	197,11	166,43	180,8
16	188,9	151	179,2
22	183	159,2	173,9

Tableau 3b : Patients du groupe AC : Moyennes des niveaux eCAP (Neural Response Threshold) et des niveaux C à 1 mois et 3 mois de l'intervention sur 5 électrodes.

implantés. Le nombre de réglages réalisés durant la première année était en moyenne de 6 dans le groupe AI contre 7 dans le groupe AC (tableau 4). La différence entre les deux groupes n'était pas statistiquement significative ($p > 0,05$).

En termes de faisabilité, tous les patients du groupe AI ont été activés sauf un qui a présenté un hématome sous-cutané dans le lit de l'implant à J1, lié à un surdosage en anticoagulants. L'activation n'a pu avoir lieu qu'un mois après l'implantation pour ce patient. Ses résultats audiométriques ont été exploités mais ses mesures électrophysiologiques à J1 n'ont pas pu être recueillies. Tous les autres patients ont pu être activés à J1 et devaient augmenter quotidiennement leur seuils C de réglages en utilisant le volume général activé sur l'application smartphone [5]. Tous les patients ont pu mener à bien cette

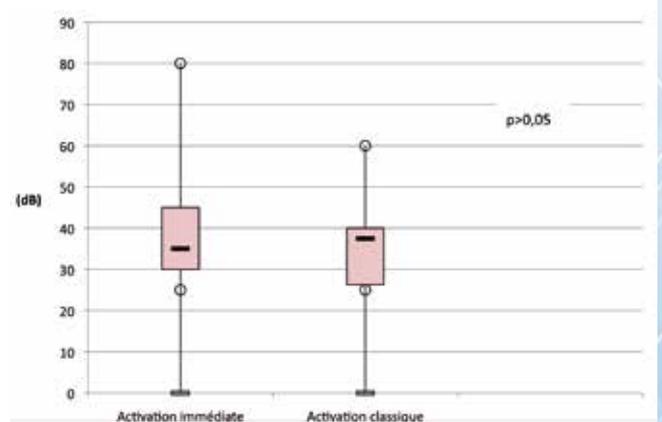


Figure 2

Patients	Groupe AI	Groupe AC
1	7,00	6,00
2	10,00	4,00
3	7,00	8,00
4	7,00	7,00
5	8,00	7,00
6	9,00	6,00
7	7,00	5,00
8	6,00	8,00
9	5,00	6,00
10	6,00	6,00
11	6,00	
12	4,00	
13	4,00	
14	6,00	
15	5,00	
16	5,00	
17	4,00	
18	3,00	
19	6,00	
Moyenne	6.05	6,55

Tableau 4 : Nombre de réglages nécessaires la première année.

tâche, ce qui était vérifié à la visite de contrôle à J7, excepté un, qui ne pouvait plus accéder au volume global suite à une mauvaise manipulation. L'augmentation des seuils C n'a donc pu être réalisée pour ce patient que 7 jours après l'intervention. Les performances audiométriques chez ce patient n'en ont pas été affectées. Aucun effet adverse n'a été noté (douleur inhabituelle, infection locale, vertiges).

DISCUSSION

D'un point de vue audiométrique, les performances auditives obtenues dans le groupe ayant eu une activation immédiate ne sont pas inférieures à celles du groupe contrôle (figures 1 et 2). Par ailleurs, le groupe AI aurait pu montrer des résultats nettement inférieurs au groupe AC puisque les étiologies de quatre de ses patients sont connues pour fournir de moins bonnes performances audiométriques après implantation cochléaire (malformation de Mondini, méningite et otospongiose), alors qu'aucun patients du groupe AC ne présentait de tels antécédents otologiques. Malgré cela, les performances audiométriques du groupe AI n'ont pas montré d'infériorité de résultats comparés au groupe AC.

D'un point de vue électrophysiologique, les niveaux d'impédances des patients ont diminué progressivement à compter du jour de l'intervention. Ces niveaux d'impédance élevés lors des tests peropératoires ne compromettent en rien l'activation immédiate^[3] et n'ont pas d'impact sur la qualité des sensations auditives ressenties. Cette étude montre par ailleurs que la modification des impédances n'est pas influencée par l'activation précoce. Il apparaît dans les tableaux 3a et 3b que les niveaux d'impédances peropératoires des patients du groupe AC sont plus hauts que ceux du groupe AI. Cela pourrait être en partie expliquée par la différence de durée de

déprivation auditive entre les deux groupes. Les patients en déprivation auditive plus longue présentent généralement des niveaux de déclenchement électrique d'un potentiel d'action (eCAP) plus hauts, les seuils de dépolarisation du nerf privé de stimulation augmentant avec l'ancienneté de la surdité^[1].

De plus, la stabilisation des réglages (niveaux C) est obtenue en environ 1 mois dans le groupe AI contre 3 mois en moyenne dans le groupe AC puisque les niveaux des eCAP qui sont corrélés à un niveau auditif satisfaisant sont quasiment atteints en 1 mois dans le groupe AI (tableaux 3a et 3b). Il existerait donc un gain de temps de 2 mois en moyenne pour atteindre des niveaux C stables permettant ainsi de réduire le nombre de réglages la première année de 13 à 10 en moyenne (tableau 4). Dans le groupe AI, les niveaux C ayant été augmentés par les patients d'un pas de deux unités machine tous les jours pendant 15 jours, c'est finalement une augmentation de 30 unités machine qui est réalisée durant ce laps de temps. Habituellement les programmes évolutifs prédéfinis par les fabricants suggèrent des augmentations de 5 unités machine au maximum par séances espacées d'une semaine. Il faudrait donc compter 6 séances de réglages traditionnels pour atteindre ce changement de 30 unités machine. L'activation précoce de l'implant associée à la gestion par le patient lui-même de l'augmentation de son niveau de stimulation explique en partie la rapidité d'atteinte du niveau C. C'est l'utilisation de l'application smartphone par le patient, permettant d'augmenter quotidiennement et progressivement (par pas de 2 unités machine) les niveaux C, qui donne cette souplesse en termes de réglages. Cette augmentation progressive des niveaux C est mieux tolérée que les modifications plus importantes habituellement réalisées à l'occasion des séances de réglages et permettent l'obtention plus rapide de niveaux C stabilisés. En pratique, l'augmentation importante (de plus de 5 unités machine) des seuils C est réalisable chez certains patients mais le niveau de plasticité cérébrale et l'état psychologique du patient peuvent moduler cette tolérance^[6]. Ainsi, chez toutes les marques d'implants, les modifications importantes des niveaux C sont généralement mal perçues en cas d'interférence avec d'autres processus accaparants les réserves cognitives ou en cas de troubles émotionnels marqués. Cette activation immédiate de l'implant cochléaire, supprime également l'attente de l'activation parfois génératrice d'un grand stress chez les patients

« CETTE ÉTUDE PRÉLIMINAIRE, MONTRE... qu'une participation du patient à ses propres réglages est possible et permet une augmentation progressive plus rapide de ses niveaux de réglages. »

Cette procédure permettrait donc non seulement d'impliquer le patient dès les premiers jours post opératoire, mais aussi de favoriser une meilleure tolérance des augmentations de seuils et de réduire le stress généré par la pose d'un implant cochléaire.

Cette étude préliminaire n'a pas mis en évidence de complication post opératoire liée à l'activation précoce de l'implant, ce qui est à notre sens un argument supplémentaire pour proposer cette méthode à plus grande échelle. Seul un de nos patients n'a pas pu être activé précocement suite à

l'apparition d'un hématome sur le lit de l'implant (surdosage en anticoagulants). Il n'aurait pas non plus pu être activé à 15 jours, comme nous le faisons dans les activations classiques, puisque son hématome ne s'est résorbé qu'au bout d'un mois, permettant enfin la mise en place de l'antenne aimantée nécessaire aux réglages. Il n'y a eu aucune conséquence péjorative à ce retard d'activation. Il est à noter qu'une attention particulière doit être portée sur la force de l'aimant utilisée lors des activations immédiates (diminution de l'œdème

UNE RÉHABILITATION PLUS RAPIDE **Implants cochléaire**

post-opératoire) ainsi que sur l'aspect de la peau sous-jacente afin d'éviter une nécrose de celle-ci. La force de l'aimant était systématiquement diminuée lors de la visite post-opératoire à J7 pour prévenir les risques de nécrose cutanée.

Cette étude préliminaire, montre donc non seulement une absence d'infériorité des résultats audiométriques des patients activés précocement, mais aussi qu'une participation du patient à ses propres réglages est possible et permet une augmentation progressive plus rapide de ses niveaux de réglages. Malgré le caractère rétrospectif de l'étude et la petite taille de la cohorte, les résultats sont encourageants et justifient d'être confirmés par une étude prospective randomisée.

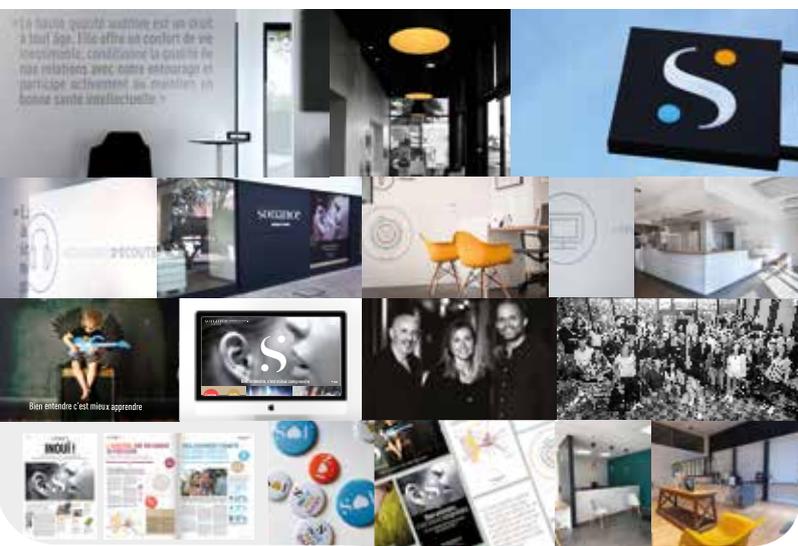
CONCLUSION

A l'heure des réhabilitations plus rapides, et de la même façon qu'un patient opéré d'une prothèse de hanche reprendra appui immédiatement, l'activation immédiate des implants cochléaires est à envisager. Le développement des technologies sans fil permet dorénavant au régleur d'implant de devenir « nomade » et de se rendre au chevet du patient. Celui-ci, hospitalisé pour une implantation cochléaire, repart le jour même avec son implant en fonctionnement et avec des perceptions auditives. Acteur de ses réglages en augmentant quotidiennement ses seuils « C » au moyen de l'application disponible sur smartphone, le patient est également mis en confiance et moins stressé par l'attente de l'activation. Les différentes courbes de réglages qui pouvaient autrefois être programmées sur le processeur

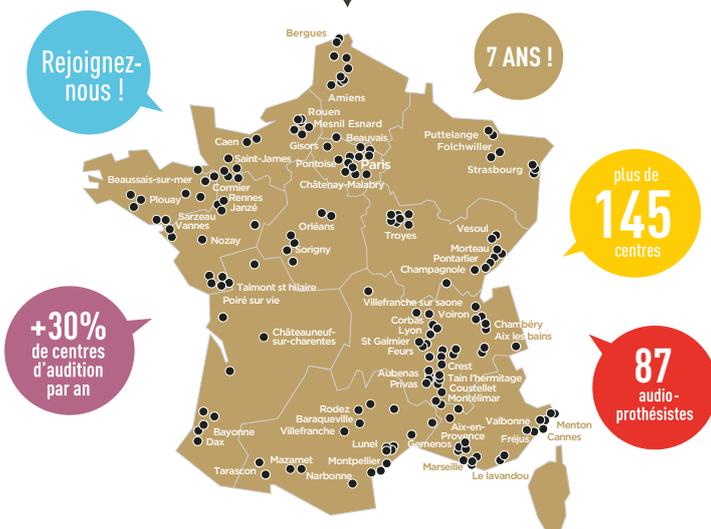
pour obtenir une augmentation progressive des seuils ne sont plus nécessaires et l'augmentation par le biais du volume général des niveaux « C » plus douce et régulière permet une meilleure habitude centrale et l'obtention des seuils de stimulation efficace en un mois. Si l'intérêt pour le patient est confirmé et les performances audiométriques similaires, ce type d'activation immédiate nécessite une vigilance accrue du régleur, en particulier concernant la zone du cuir chevelu située sous l'aimant afin d'éviter tout risque de nécrose cutanée et de complication septique dans le mois suivant l'implantation.

RÉFÉRENCES

1. Cosetti MK, Shapiro WH, Green JE, Roman BR, Lalwani AK, Gunn SH, Roland JT Jr, Waltzman SB. Intraoperative neural response telemetry as a predictor of performance. *Otol Neurotol* 2010; 31:1095-9.
2. Hagr A, Garadat SN, Al-Momani M, Alsabellha RM, Almuhawes FA. Feasibility of one-day activation in cochlear implant recipients. *Int J Audiol* 2015;54:323-8.
3. Günther S., Baumann U., Stöver T. Early fitting in cochlear implantation: Benefits and Limits. *Otol Neurotol* 2018; 39:e250-6.
4. Alsabellha RM, Hagr A, Al-Momani MO, Garadat SN. Cochlear implant device activation and programming: 5 days postimplantation. *Otol Neurotol* 2014;35:e130-w
5. Lohmann AR., Carlson ML, Sladen DP. Intraoperative cochlear implant device testing utilizing an automated remote system: A prospective pilot study. *Otol Neurotol* 2018; 39: 313-7.
6. Guiraud J. Effets de la surdité totale et de la réhabilitation auditive par l'implant cochléaire sur l'organisation fonctionnelle du système auditif. *Doctorat en Neurosciences, Lyon I, 2007*



"Sonance Audition est un groupement d'audioprothésistes indépendants, créé en 2014 par des audioprothésistes pour des audioprothésistes afin de promouvoir ensemble notre métier, développer notre savoir-faire et affirmer passionnément nos valeurs."



sonance
AUDITION

ENTRE NOUS, IL Y A L'ÉCOUTE.

Contact Hervé Boubërka au 06 09 23 26 34 - www.sonance-audition.fr

UTILISATION DU QUESTIONNAIRE D'HABILETÉS AUDITIVES

« PAROLE, AUDITION SPATIALE ET QUALITÉ D'AUDITION » (SPEECH, SPATIAL AND QUALITIES OF HEARING SCALE) (SSQ) EN AUDIOPROTHÈSE

Auteurs

Mathieu Ferschneider^{1,2,4}, Stéphane Gallego^{3,4}, Annie Moulin^{1,2}

Affiliations : 1. Centre de recherche en Neurosciences de Lyon, Equipe Perception, Attention et Mémoire (PAM), Inserm U1028, CNRS UMR 5292, Université de Lyon, F-69000 Lyon, France, 2. Université C. Bernard Lyon 1, 3. Institut des Sciences et Technologies de Réadaptation (ISTR), Université de Lyon 4. Audition Conseil, Lyon, France.

Pour évaluer les résultats prothétiques obtenus lors de l'adaptation de prothèses auditives, l'audioprothésiste dispose de nombreux outils, dont les questionnaires, qui offrent une grande simplicité d'utilisation. Dans le but d'aider à un choix documenté parmi les différents questionnaires disponibles, nous proposons une brève présentation du questionnaire d'habiletés auditives créé par Noble et Gatehouse en 2004 : le questionnaire « parole, audition spatiale et qualité d'audition » ou SSQ (Speech, Spatial and Qualities of hearing). Nous présenterons également les différentes étapes de la création d'une forme courte en 15 items de ce SSQ, et sa comparaison avec d'autres formes courtes existantes et avec la forme longue originale.

Comme le rappellent François Dejean et Philippe Lurquin (Dejean and Lurquin, 2015), le meilleur moyen de savoir ce que pensent nos patients de leurs appareillages reste encore de leur poser la question. Pour ce faire, différents questionnaires utilisables en français sont à la disposition de l'audioprothésiste afin de réaliser un premier dépistage auditif : HHIE-S (Hearing Handicap Inventory for the Elderly Screening)(Duchêne et al., 2021) d'évaluer le retentissement fonctionnel de la surdité : ERSA (Évaluation du Retentissement de la Surdité chez l'Adulte)(Ambert-Dahan et al., 2018); ou encore d'établir un état des lieux de la satisfaction du patient appareillé SADL-F(Satisfaction With Amplification in Daily Life)(Ferschneider et al., 2019; Hochart et al., 2019).

Avec l'arrivée de la réforme 100% santé et des nouvelles réglementations qui l'accompagnent, l'intérêt pour cet outil est grandissant. Par ailleurs, un sondage récent réalisé en collaboration avec le syndicat des Audioprothésistes (SDA) et l'organisme de formation « Audioformea » ("Audiologie Demain," 2021) sur les besoins en formation chez les

audioprothésistes, montre que l'aspect «contrôle d'efficacité prothétique par mesure gain fonctionnel » ressort comme le thème le plus demandé, à part égale avec le thème des acouphènes.

Afin de favoriser l'utilisation des questionnaires chez l'audioprothésiste, nous proposons ici la présentation du questionnaire d'habiletés auditives « Parole, audition spatiale et qualité d'audition », (Speech, Spatial and Qualities of hearing scale (SSQ)) de Gatehouse and Noble, 2004 et son utilisation en pratique dans sa forme courte de 15 items, validée en Français.

1. ORIGINE DU SSQ ET UTILISATION INTERNATIONALE

Le questionnaire SSQ (Gatehouse and Noble, 2004) est un questionnaire d'auto-évaluation des capacités auditives ou habiletés auditives. Il est composé, dans sa version originale, de 49 questions (figure 1) illustrant diverses situations auditives du monde réel, pour lesquelles le patient est amené à évaluer

1. Vous discutez avec une autre personne dans une pièce dans laquelle un téléviseur est allumé. Pouvez-vous suivre les propos de votre interlocuteur sans baisser le son du téléviseur ?

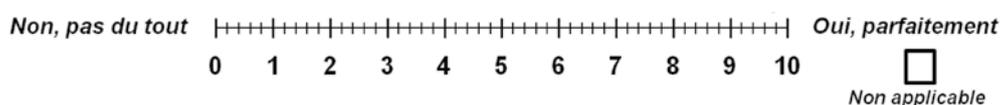


Figure 1 : Exemple de question provenant de la version Française du questionnaire SSQ, échelle « parole ». (Moulin et al., 2015).

ses capacités auditives sur une échelle visuelle analogique allant de 0 à 10 (où 10 correspond à la situation où le sujet est tout à fait à l'aise dans la situation sonore évoquée).

Les items sont groupés en trois sous-échelles : perception de la parole, audition spatiale et qualité d'audition. Un score global est calculé en faisant la moyenne de chaque réponse et un score, pour chacune des 3 sous-échelles, est attribué en faisant la moyenne des scores des questions correspondantes. Le questionnaire SSQ est aujourd'hui utilisé dans de nombreuses études (Ahlstrom et al., 2014; Anderson et al., 2013; Erdem and Çiprut, 2019; House et al., 2010; Killan et al., 2020; Noble et al., 2009, 2008; Pennini and Almeida, 2021).

La version française du SSQ a été réalisée en respectant les pratiques codifiées internationales (Acquadro et al., 2008; Epstein et al., 2015; Guillemain et al., 1993; Hall et al., 2018; Herdman et al., 1998) de traduction et de validation de questionnaire. La procédure, résumée ici, a consisté en plusieurs traductions indépendantes du questionnaire, puis une première version établie par un comité de traduction et de spécialistes en audiologie et audioprothèse. Cette première version a ensuite été soumise à un petit groupe de patients (« focus group ») et les impressions et difficultés de chaque participant ont été compilées afin d'affiner la traduction initiale. Cette version a ensuite été validée dans des populations de plusieurs centaines de personnes : sujets normo-entendants, et patients malentendants non-appareillés et appareillés. Les résultats de l'étude de validation de la version française ont ensuite été comparés avec les données de la littérature internationale, impliquant plusieurs versions dans des langues différentes, et montrant la cohérence, sur le plan international, des différentes versions linguistiques du SSQ (Moulin et al. 2015).

2. LA FORME COURTE EN 15 QUESTIONS (15iSSQ)

a. Nécessité d'une forme courte

Le questionnaire SSQ est un outil très pertinent pour tous les professionnels de l'audition qui s'intéressent aux ressentis auditifs de leurs patients. Par ailleurs, les thèmes explorés par le questionnaire (Écoute de la parole, audition spatiale et qualité auditive) sont pertinents pour la pratique clinique audioprothétique et les scores du SSQ sont donc susceptibles d'être modulés par l'adaptation prothétique, d'où l'intérêt grandissant de l'utilisation de ce questionnaire en audioprothèse.

Cependant, la version initiale de 49 items s'avère être difficile à mettre en œuvre en pratique, tant sur le plan de temps du remplissage que de la charge cognitive nécessaire pour compléter un si long questionnaire, avec plus de 1000 mots à lire. Le temps de remplissage mesuré sur une population de patients âgés malentendants (Moulin et al., 2015) peut ainsi varier de 10 min à 1h pour les plus longs, avec un temps de médian de passation de 17 minutes et de plus de 25 minutes pour 25% de la population testée. Un questionnaire plus court, qui conserverait les mêmes propriétés psychométriques, et en particulier le respect des 3 sous-échelles qui permettent l'exploration d'aspects différents de l'audition, permettrait une meilleure acceptation du questionnaire par les patients et une mise en place simplifiée dans les laboratoires d'audioprothèse. C'est dans cet esprit que la forme courte en 15 questions du SSQ est née (Moulin et al., 2019).

b. Les formes courtes préexistantes

Plusieurs formes courtes ont été créées et sont résumées dans le tableau 1 (page 43).

• Le SSQ5 (Demeester et al., 2012)

C'est une version abrégée en 5 items créée à partir de la version néerlandaise du SSQ, à des fins de dépistage auditif, sur une population de 127 normo entendant âgés de 18 à 24 ans et 109 patients presbycusiques âgés de 55 à 65 ans. Par le biais d'une analyse de cluster et de régression logistique, les réponses aux 49 items de la version originale du SSQ utilisé ont été réduite à 5 : items 8 (sous échelle parole), items 3 et 9 (sous échelle spatiale) et items 9 et 14 de la sous-échelle qualité du SSQ. Une seconde étude d'application de la versions courte SSQ5 sur différents types de population (normo entendants, patients sourds et patients en cours d'appareillage,) a montré une bonne corrélation entre les scores du SSQ original et les scores du SSQ5 (89.6%).

• Le SSQ12 (Noble et al., 2013)

Il s'agit d'une version courte de 12 items (SSQ12) provenant de la version britannique du SSQ validée sur une grande étude multicentrique. Les items de cette forme n'ont pas été choisis par une procédure codifiée, mais par leur proximité avec certains items de l'échelle du handicap auditif : HHQ (Gatehouse and Noble, 2004), et par le choix de plusieurs praticiens. La corrélation entre le SSQ12 et le SSQ est excellente mais la relation entre les scores au SSQ12 et les scores au SSQ n'est pas linéaire (Noble et al., 2013). Cette version a été conçu pour donner un seul score global et ne respecte pas l'organisation en 3 sous-échelles du SSQ.

• Le SSQ15 et SSQ17 allemand (Kießling et al., 2011)

Cette forme a été suggérée par une étude allemande qui visait la validation d'une traduction en Allemand du SSQ et du SADL, sur une population de 256 patients appareillés. En utilisant les résultats d'une analyse factorielle sur un nombre limité de patients, Kiessling a proposé 5 items par sous-échelle, permettant une forme courte en 15 items, avec 2 items additionnels conservés pour leur intérêt clinique, donnant ainsi une forme à 17 items.

Cependant aucune de ces formes courtes n'a été construite selon les procédures codifiées de création des formes courtes de questionnaire (Putnam and Rothbart, 2006; Widaman et al., 2011) et n'ont été basées que sur l'analyse d'un seul échantillon. Cette approche aurait tendance à surestimer la fiabilité des résultats attendue sur la forme abrégée (Putnam and Rothbart, 2006). De plus, les corrélations entre forme courte et forme longue n'ont été établies que sur les mêmes questionnaires, reprenant les résultats d'un sous-groupe d'items, ce qui amène à une surestimation des corrélations. Le développement des études internationales utilisant le SSQ a permis de disposer de scores de SSQ portant sur plusieurs populations de plusieurs pays, ouvrant la voie vers la possibilité de créer une forme courte en se basant sur plusieurs sets de données. Ainsi, la version du SSQ appelée 15iSSQ (pour la distinguer du SSQ15 allemand) a été créée, en utilisant une procédure basée sur les données internationales du SSQ, et en respectant la structure interne du SSQ en 3 sous-échelles.

« AFIN DE FAVORISER L'UTILISATION DES QUESTIONNAIRES CHEZ L'AUDIOPROTHÉSISTE nous proposons la présentation du questionnaire d'habiletés auditives SSQ dans sa forme courte en 15 items (15iSSQ). »

c. Principes de la réalisation de la forme courte : 15iSSQ.

Comme pour la création d'un nouveau questionnaire, la réalisation d'une forme courte d'un questionnaire existant obéit à une méthodologie précise, afin de conserver au mieux les propriétés du questionnaire original. L'intégrité factorielle du questionnaire, c'est-à-dire sa construction en différentes sous-échelles de mesure, doit être préservée (Widaman et al., 2011) et plusieurs critères de qualité concernant les items doivent être respectés (Stanton et al., 2002) :

- Une qualité externe : l'interaction des items avec des variables externes au questionnaire (ex : perte d'audition, asymétrie auditive) doit être préservée.
- Une qualité subjective : les difficultés perçues sur chaque item et le nombre de réponses manquantes doivent guider la sélection dans la création de la forme courte.
- Une qualité interne : la structure interne du questionnaire original doit pouvoir être préservée.

Dans la création de la forme courte française du questionnaire SSQ (Moulin et al., 2019), plusieurs étapes, conformes aux pratiques recommandées de la littérature internationale, ont été effectuées.

La première étape fut de repérer les items du SSQ qui présentaient le plus de réponses manquantes, dans plusieurs études internationales, ainsi que dans une grande population de patients français. La comparaison du nombre de réponses manquantes, par item, retrouvées dans une population française (Moulin et al., 2015) avec plusieurs études de la littérature, montre que les items présentant le plus de réponses manquantes sont similaires entre les différentes études : ainsi, l'item 2 de la sous-échelle Parole, l'item 14,15,16 de la sous-échelle écoute spatiale et les items 11, 16, 17, 18, 19 de la sous-échelle qualité n'obtiennent souvent pas de réponse des patients.

Après cette première sélection, une analyse de corrélation des résultats de chaque item en fonction de la perte auditive, de l'asymétrie auditive, du niveau d'éducation et de l'âge du patient a été réalisée. Les items avec moins de 20 % de variance expliquée par les 4 facteurs ont été écartés et les items les plus sensibles à la perte auditive et à l'asymétrie auditive, ont été conservés. Les items présentant des corrélations avec des facteurs indésirables, comme par exemple, le niveau d'étude des patients, ont été éliminés. Enfin, les items présentant le plus de variabilité et les scores les plus faibles dans une population normo-entendante ont aussi été écartés.

La forme courte résultante est composée de 15 items (au lieu des 49 de la version originale) avec 5 items pour chacune des sous-échelles. Afin de vérifier les propriétés psychométriques de cette nouvelle version courte et de la comparer avec la forme longue du SSQ, une nouvelle étude de validation a été effectuée.

d. Validation de la forme courte

i. Population et méthodes

L'étude de validation a été réalisée sur deux populations : un premier groupe (groupe A) (Moulin and Richard, 2016) composé de 98 sujets normo entendants d'âge moyen 20,8 ans (+/- 2,2 ans) et 196 sujets atteints de surdité d'âge moyen 53,4 ans (+/- 17,1 ans) et un deuxième groupe (groupe B) indépendant du groupe A composé de 35 sujets normo-entendants d'âge moyen 21,6 ans (+/- 2,7 ans) et 88 patients d'âge moyen 73,6 ans (+/- 16,2 ans) appareillés depuis 3,4 ans en moyenne (+/- 3,7 ans) avec un temps de port moyen des aides auditives de 10,4 heures par jour(+/- 5,1 heures).

Les sujets du groupe B ont complété la version originale du SSQ et la version abrégée à deux moments différents (séparés par au minimum 2 heures ou jusqu'à quelques jours). La forme courte du questionnaire a été présentée aléatoirement en premier à la moitié des sujets et en second à l'autre moitié. Enfin les patients appareillés étaient chargés de remplir les questionnaires en se projetant dans la situation sonore décrite avec les aides auditives. Les résultats pour les deux groupes, sujets normo entendant et sujets avec une perte auditive, sont présentés et comparés aux autres formes du SSQ (figure 2).

ii. Résultats :

- Structure interne

Les analyses de structure interne de questionnaire, par analyse de cluster et par analyse en composantes principales, ont confirmé la structure en 3 sous-échelles, avec 5 items par sous-échelle, montrant donc une répartition identique à la forme originale. Le coefficient alpha de Cronbach, indice d'homogénéité d'un questionnaire, est supérieur à 0,92 pour les sous-échelles Parole et Ecoute Spatiale et compris entre 0,85 et 0,91 pour la sous-échelle Qualité.

- Relations entre formes courtes et forme longue :

- Les corrélations entre les résultats entre les deux formes de questionnaire pour les deux groupes testés sont excellentes ($r=0.98$; $p<0.001$), avec une relation de linéarité entre les deux formes du questionnaire qui se traduit par les formules suivantes :
- $15iSSQs = 0.931 \times SSQ + 0.492$ (soit par exemple pour Score $SSQ = 7.5 \rightarrow$ Score $15iSSQs = 0.931 \times 7.5 + 0.492 = 7.47$)
- $SSQ = 1.074 \times 15iSSQs - 0.529$ (soit par exemple pour Score $15iSSQs = 4 \rightarrow$ Score $SSQ = 1.074 \times 4 - 0.529 = 3.76$).

- Comparaisons entre formes courtes et forme longue :

Quelle que soit la forme (longue ou abrégée) du SSQ, les sujets normo entendants présentent de meilleurs scores par rapport aux sujet atteints de perte auditive. Cependant, l'écart des scores, entre ces 2 populations, varie selon la forme du SSQ. Ainsi, que ce soit chez les normo ou les malentendants, les scores du SSQ12 sont systématiquement en deçà des scores du SSQ, alors que les autres formes courtes sont proches des scores du SSQ. En revanche, les scores par sous-échelles diffèrent entre forme longue et formes courtes : pour les

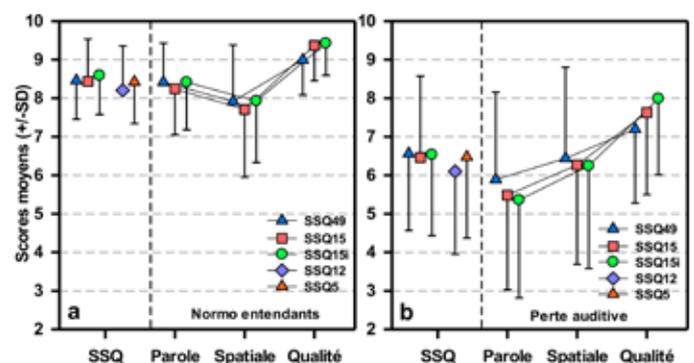


Figure 2 : Scores des différentes formes de Speech Spatial and Quality of Hearing Scale (SSQ) chez des sujets normo entendants (a) et des sujets avec perte auditive, non appareillés (b).

sujets normo entendant, aucune différence significative n'a été obtenue entre la forme complète et les formes abrégées pour les sous-échelles parole et écoute spatiale. En revanche, la sous-échelle qualité a montré de meilleurs scores pour les formes courtes. Pour les malentendants, l'analyse de variance de Friedman n'a montré aucune différence significative pour la sous-échelle spatiale ($\chi^2 = 10$, ddl = 5, $p = 0,07$) mais, pour la sous-échelle parole, les formes courtes présentent des scores significativement plus bas que la version longue ($\chi^2 = 81,5$, ddl = 5, $p < 0,00001$), et donc un meilleur contraste entre normo- et malentendants.

- Relations entre scores au SSQ et perte auditive

Pour la perte auditive, la forme courte présente une sensibilité à la perte auditive supérieure à celle de la forme longue (Figure 3) : Pour la même population, chaque augmentation de la perte auditive de 10 dB s'accompagne d'une baisse de score au SSQ de 0.6 points pour la forme longue et de 0.7 points pour la forme courte.

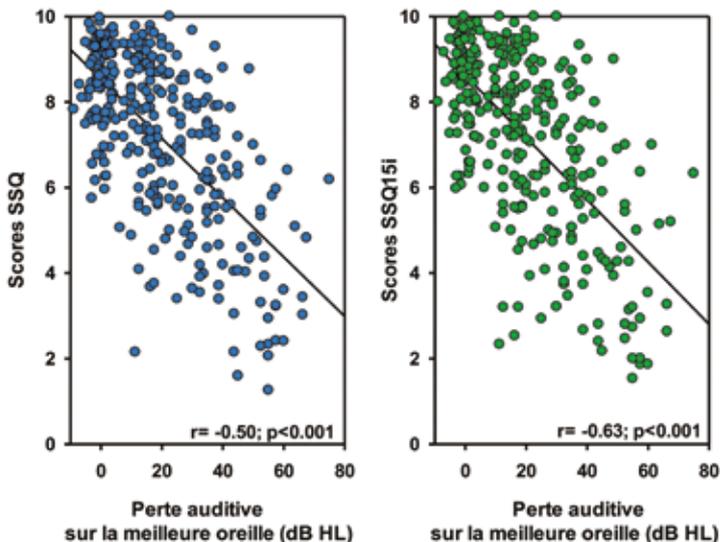


Figure 3 : Scores obtenus pour la forme courte SSQ15i (panneau droit) et la forme longue SSQ (panneau gauche) en fonction de la perte auditive sur la meilleure oreille (moyenne des fréquences 500, 1000, 2000, 4000Hz) sur population de 314 personnes, non appareillées.

On retrouve des corrélations comparables, pour le SSQ15i et la forme longue, entre l'asymétrie auditive et les scores à la sous-échelle audition spatiale, (avec un coefficient de corrélation $r = -0.34$, $p < 0.001$ pour la forme longue et $r = -0.38$, $p < 0.001$ pour la forme courte).

3. INTÉRÊT DE LA FORME COURTE 15ISSQ ET QUELQUES VALEURS NORMATIVES

Au-delà d'une version existante et utilisable en français, l'utilisation de la forme courte 15ISSQ présentée ici peut s'avérer plus pertinente pour plusieurs raisons. Tout comme la version courte allemande (Kießling et al., 2011) elle présente une structure identique à la version originale du SSQ en 3 sous-échelles. Cette conservation de l'organisation en 3 sous-échelles permet au 15ISSQ de conserver au mieux les propriétés psychométriques du SSQ. De plus, il existe une relation de

linéarité entre les scores du 15ISSQ et les scores du SSQ, qui permet de transposer un résultat obtenu avec la forme courte en un score équivalent pour la forme longue. Cette relation de linéarité entre forme longue et forme courte n'existe pas avec le SSQ12 (il s'agit d'une relation plus complexe).

Par ailleurs, lors de l'étude de validation de la forme courte 15ISSQ (Moulin et al., 2019) la modélisation des scores obtenue en fonction des caractéristiques auditives de la population testée, a mis en évidence une influence nettement significative de deux facteurs : le niveau de perte d'audition et le degré d'asymétrie auditive, mesuré (spécifiquement pour la sous-échelle audition spatiale) avec la version 15ISSQ par rapport aux autres formes courtes déjà existantes. L'analyse des courbes de sensibilité/spécificité (receiver operating characteristic curve ou courbes ROC) a mis en évidence un contraste plus grand dans les résultats au 15ISSQ (par rapport au SSQ version longue) entre les sujets normo-entendants et les sujets mal-entendants. Ainsi le retentissement fonctionnel mesuré par le biais de cette forme courte du SSQ s'avère être plus corrélé aux capacités auditives du patient (avec une baisse de 0.72 points par 10 dB HL de perte auditive ; (Moulin et al., 2019) que pour les autres formes existantes (avec une baisse de 0.56 points pour le SSQ5 et de 0.70 points le SSQ12 par 10dB HL de perte auditive). Dans le cadre d'une utilisation en centre d'audioprothèse, cette plus grande spécificité et sensibilité concernant la perte auditive est indispensable pour cerner, au mieux, les difficultés auditives du patient appareillé.

4. LE POINT DE VUE DE L'AUDIOPROTHÉSISTE

Bien qu'étant un outil pratique et simple à mettre en place, le questionnaire n'est pas toujours réalisable chez tous les patients. Le temps de concentration requis pour compléter le questionnaire peut être parfois difficile à tenir, notamment pour des sujets âgés présentant des troubles de la mémoire et/ou de l'attention. Par ailleurs, l'exercice d'auto-évaluation nécessite un questionnement sur son ressenti et s'avère parfois difficile à réaliser pour certains patients qui décident d'abandonner très rapidement le remplissage du questionnaire. En effet, le format du questionnaire, composé de situations sonores décrites (comme le SSQ ou l'APHAB (Cox, 1995) par exemple) et sur lesquelles le patient doit s'auto-évaluer, génère, pour certains patients, des grandes difficultés à répondre si la scène sonore décrite ne correspond pas exactement à leur vécu. Enfin, le questionnaire faisant appel à des situations du quotidien, il peut aussi déclencher, chez celui qui le complète, des réactions de frustration ou de la tristesse, en lui rappelant des scènes de vie du passé qu'il ne rencontre plus dans son quotidien (sorties au restaurant par exemple). Il est donc important, également, de réduire le nombre d'items des questionnaires, aux plus pertinents.

Par sa simplicité d'utilisation et sa rapidité de mise en œuvre, le questionnaire 15ISSQ s'avère être un outil très pertinent et efficace pour mieux explorer le ressenti de nos patients vis à vis de leur appareillage auditif, tant sur l'aspect du suivi prothétique que lors de l'adaptation. En fournissant rapidement (temps de remplissage entre 5 à 10 min) une mesure fiable et reproductible dans le temps, il représente pour l'audioprothésiste un support d'échange concret avec son patient sur son ressenti avec l'appareillage et sur l'évolution des résultats dans le temps. Après plusieurs mois d'appareillage, il est en effet difficile pour le patient de s'auto-évaluer de manière fiable sur l'évolution de ses performances. Par l'intermédiaire du questionnaire (en complément des mesures de gain prothétique tonal et vocal), il peut à tout moment comparer ses résultats actuels avec ses scores précédents et constater plus concrètement ses progrès.

De par son principe d'auto évaluation, le questionnaire SSQ15i génère aussi une meilleure confiance du patient concernant les résultats obtenus. En évaluant lui-même ses performances, dans des situations proches de celles rencontrées dans sa vie quotidienne, le patient appareillé s'affranchit plus facilement de l'influence de l'audioprothésiste (beaucoup plus présente dans le cadre de l'entretien avec le patient par exemple). Enfin, la forme courte SSQ15i, en réduisant le questionnaire original de 49 à 15 items, permet un gain de temps non négligeable dans la mise en œuvre du questionnaire en centre d'audioprothèse, sans pour autant perdre en précision, dans la mesure ou la sensibilité du questionnaire abrégé s'est avérée supérieure à celle mesurée avec la forme originale du SSQ.

La version française du 15iSSQ est disponible ici :

<https://mycore.core-cloud.net/index.php/s/gULfvBaPWfx2M8T>

Ou auprès de l'auteur correspondant : annie.moulin@cncrs.fr



BIBLIOGRAPHIE

- Acquadro, C., Conway, K., Hareendran, A., Aaronson, N., 2008. Literature Review of Methods to Translate Health-Related Quality of Life Questionnaires for Use in Multinational Clinical Trials. *Value in Health* 11, 509–521. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4733.2007.00292.x>
- Ahlstrom, J.B., Horwitz, A.R., Dubno, J.R., 2014. Spatial separation benefit for unaided and aided listening. *Ear Hear* 35, 72–85. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3182a02274>
- Ambert-Dahan, E., Laouénan, C., Lebretonchel, M., Borel, S., Carillo, C., Bouccara, D., Sterkers, O., Ferrary, E., Mosnier, I., 2018. Évaluation du retentissement de la surdité chez l'adulte : validation d'un questionnaire de qualité de vie. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 135, 29–35. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2017.05.002>
- Anderson, S., Parbery-Clark, A., White-Schwoch, T., Kraus, N., 2013. Auditory brainstem response to complex sounds predicts self-reported speech-in-noise performance. *J Speech Lang Hear Res* 56, 31–43. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2012/12-0043\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2012/12-0043))
- Cox, R.M., 1995. The Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit: Ear and Hearing 16, 176–186. <https://doi.org/10.1097/00003446-199504000-00005>
- Dejean, F., Lurquin, P., 2015. Les Questionnaires : quand le ressenti et les émotions se mêlent aux mesures objectives... *Cahiers de l'Audition*, 28, 41–44
- Demeester, K., Topsakal, V., Hendrickx, J.-J., Franssen, E., van Laer, L., Van Camp, G., Van de Heyning, P., van Wieringen, A., 2012. Hearing disability measured by the speech, spatial, and qualities of hearing scale in clinically normal-hearing and hearing-impaired middle-aged persons, and disability screening by means of a reduced SSQ (the SSQ5). *Ear Hear* 33, 615–616. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31824e0ba7>
- Duchêne, J., Billiet, L., Franco, V., Bonnard, D., 2021. Validation of the French version of HHIE-S (Hearing Handicap Inventory for the Elderly - Screening) questionnaire in French over-60 year-olds. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* S1879-7296(21)00256-8.
- Epstein, J., Santo, R.M., Guillemin, F., 2015. A review of guidelines for cross-cultural adaptation of questionnaires could not bring out a consensus. *J Clin Epidemiol* 68, 435–441. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2014.11.021>
- Erdem, B.K., Çıprut, A., 2019. Evaluation of Speech, Spatial Perception and Hearing Quality in Unilateral, Bimodal and Bilateral Cochlear Implant Users. *Turk Arch Otorhinolaryngol* 57, 149–153. <https://doi.org/10.5152/tao.2019.4105>
- Ferscheider, M., Cazals, B., Henriot, N., Gallego, S., Moulin, A., 2019. Validation de la version Française du questionnaire de Satisfaction SADL (Satisfaction with Amplification in Daily Life). *les cahiers de l'audition*, 32, 4, 29–35.
- Formation continue : 42 % des audios ne connaissent pas leurs obligations [WWW Document], 2021. . *Audiologie Demain*. URL <https://audiologie-demain.com/formation-continue-42-des-audioprothesistes-ne-connaissent-pas-leurs-obligations> (accessed 6.15.21).
- Gatehouse, S., Noble, W., 2004. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *International Journal of Audiology* 43, 85–99. <https://doi.org/10.1080/14992020400050014>
- Guillemin, F., Bombardier, C., Beaton, D., 1993. Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: literature review and proposed guidelines. *J Clin Epidemiol* 46, 1417–1432.
- Hall, D.A., Zaragoza Domingo, S., Hamdache, L.Z., Manchaiah, V., Thammaiah, S., Evans, C., Wong, L.L.N., On behalf of the International Collegium of Rehabilitative Audiology and TINnitus Research NETwork, 2018. A good practice guide for translating and adapting hearing-related questionnaires for different languages and cultures. *International Journal of Audiology* 57, 161–175. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1393565>
- Herdman, M., Fox-Rushby, J., Badia, X., 1998. A model of equivalence in the cultural adaptation of HRQoL instruments: the universalist approach. *Qual Life Res* 7, 323–335. <https://doi.org/10.1023/a:1024985930536>
- Hochart, A., Ferschneider, M., Henriot, N., Cazals, B., Valla, L., 2019. Traduction et adaptation culturelle du questionnaire de satisfaction sadl (Satisfaction with Amplification in Daily Life). *les cahiers de l'audition*, 32, 4, 29–35.
- House, J.W., Kutz, J.W., Chung, J., Fisher, L.M., 2010. Bone-anchored hearing aid subjective benefit for unilateral deafness. *Laryngoscope* 120, 601–607. <https://doi.org/10.1002/lary.20802>
- Kießling, J., Grugel, L., Meister, H., Meis, M., 2011. Übertragung der Fragebögen SADL, ECHO und SSQ ins Deutsche und deren Evaluation. *Z Audio* 50, 616
- Killan, C.F., Baxter, P.D., Killan, E.C., 2020. Face and content validity analysis of the Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale for Parents (SSQ-P) when used in a clinical service without interviews or week-long observation periods. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 133, 109964. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2020.109964>
- Moulin, A., Pautz, A., Richard, C., 2015. Validation of a French translation of the speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ) and comparison with other language versions. *International Journal of Audiology* 54, 889–898. <https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1054040>
- Moulin, A., Richard, C., 2016. Validation of a French-Language Version of the Spatial Hearing Questionnaire, Cluster Analysis and Comparison with the Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale: Ear and Hearing 37, 412–423. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000269>
- Moulin, A., Vergne, J., Gallego, S., Micheyl, C., 2019a. A New Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale Short-Form: Factor, Cluster, and Comparative Analyses. *Ear & Hearing* 40, 938–950. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000675>
- Noble, W., Jensen, N.S., Naylor, G., Bhullar, N., Akeroyd, M.A., 2013. A short form of the Speech, Spatial and Qualities of Hearing scale suitable for clinical use: The SSQ12. *International Journal of Audiology* 52, 409–412. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.781278>
- Noble, W., Tyler, R., Dunn, C., Bhullar, N., 2008. Unilateral and bilateral cochlear implants and the implant-plus-hearing-aid profile: comparing self-assessed and measured abilities. *Int J Audiol* 47, 505–514. <https://doi.org/10.1080/14992020802070770>
- Noble, W., Tyler, R.S., Dunn, C.C., Bhullar, N., 2009. Younger- and older-age adults with unilateral and bilateral cochlear implants: speech and spatial hearing self-ratings and performance. *Otol Neurotol* 30, 921–929. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181b76b3b>
- Pennini, P.T.M., Almeida, K. de, 2021. Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale in assessing the benefit in hearing aid users. *Codas* 33, e20190196. <https://doi.org/10.1590/2317-1782/20202019196>
- Putnam, S.P., Rothbart, M.K., 2006. Development of short and very short forms of the Children's Behavior Questionnaire. *J Pers Assess* 87, 102–112. https://doi.org/10.1207/s15327752jpa8701_09
- Stanton, J.M., Sinar, E.F., Balzer, W.K., Smith, P.C., 2002. Issues and strategies for reducing the length of self report scales. *Personnel Psychology* 55, 167–194. <https://doi.org/10.1111/j.1744-6570.2002.tb00108.x>
- Widaman, K.F., Little, T.D., Preacher, K.J., Sawalani, G.M., 2011. On creating and using short forms of scales in secondary research, in: *Secondary Data Analysis: An Introduction for Psychologists*. American Psychological Association, Washington, DC, US, pp. 39–61. <https://doi.org/10.1037/12350-003>

Numero d'item	Sous échelles	Items du SSQ, forme longue	Formes courtes			15iSSQ
		Questions abrégées d'après Bahn et al., (2012)	SSQ5	SSQ12	SSQ15	
1	Parole	Ecoute de la parole avec la TV allumée sans baisser le son		X		X
2		Ecoute de la parole dans un salon calme avec moquette				
3		Discussion avec 5 personnes que l'on voit au calme				
4		Discussion avec 5 personnes que l'on voit au restaurant		X	X	X
5		Ecoute de la parole avec un bruit de fond			X	X
6		Discussion avec 5 personnes que l'on ne voit pas au restaurant				X
7		Discussion dans un environnement reverberant (Eglise, hall de gare)			X	
8		Ignorer les voix parasites de même hauteur	X			
9		Ignorer les voix parasites de hauteur différentes			X	
10		Ecoute de la parole avec la TV allumée simultanément		X	X	
11		Suivre une conversation avec 1 interlocuteur dans une discussion animée		X		X
12		Suivre le changement de conversation dans un groupe		X		
13		Avoir une conversation au téléphone				
14		Avoir une conversation au téléphone et avec une personne en même temps				
1	Ecoute Spatiale	Localiser la bruit de la tondeuse à gazon				
2		Localiser la personne qui parle autour de la table				X
3		Localiser un locuteur à gauche ou à droite	X			
4		Localiser un claquement de porte dans une maison inconnue				
5		Localiser un bruit au-dessus ou en dessous dans la cage d'escalier			X	
6		Localiser les aboiements de chien à l'extérieur		X	X	X
7		Localiser l'arrivée d'un bus ou un camion sur la route			X	X
8		Évaluer la distance d'une personne au son de sa voix				
9		Évaluer la distance d'un véhicule au son qu'il fait	X	X	X	
10		Identifier le sens de circulation d'un véhicule grâce au son qu'il fait				
11		Identifier le sens de circulation d'une personne grâce au son de sa voix (de ses pas)				X
12		Identifier si une personne s'approche ou s'éloigne au son de sa voix (de ses pas)			X	
13		Identifier si un véhicule s'approche ou s'éloigne au son qu'il fait		X		
14		Perception des sons internes ou externes à la tête				
15		Sons plus proches que prévu avant de les voir				
16		Sons plus loins que prévu avant de les voir				
17		Évaluer la provenance des sons				X
1	Qualité	Séparer distinctement deux sons				
2		Séparer distinctement plusieurs sons		X		
3		Séparer distinctement la musique et la voix			X	
4		Identifier différentes personnes selon leur voix			X	X
5		Distinguer la musique familière				X
6		Distinguer différents bruits				X
7		Identifier les instruments en musique		X		
8		Ecoute naturelle de la musique			X	X
9		Clarté des sons du quotidien	X	X	X	X
10		Ecoute naturelle des voix différentes de la sienne			X	
11		Ecoute naturelle des sons du quotidien				
12		Ecoute naturelle de sa propre voix				
13		Jugement de l'humeur par la voix				
14		Besoin de concentration à l'écoute de la parole	X	X		
16		Besoin de concentration à l'écoute des conversations				
17		Capacité d'écoute de la parole du conducteur en voiture				
18		Capacité d'écoute de la parole du passager en voiture				
19		Capacité à ignorer les sons concurrents				

Tableau 1: Liste complète des items du questionnaire d'habiletés auditives « SSQ » de Gatehouse et Noble (2004), avec mention de leur inclusion dans les différentes formes abrégées. Le texte des questions a été abrégé d'après la nomenclature américaine de Bahn et coll. (2012), pour des raisons d'espace. Le SSQ5 est une version validée sur une étude danoise (Demeester et col., 2012), destinée au dépistage auditif. Le SSQ12 est une version destinée à obtenir un score global en 12 items, validée sur une large population britannique par Noble et coll (2013), le SSQ15 est une forme courte suggérée par une étude de validation en langue allemande du SSQ forme longue (Kiessling et al. 2011), et le 15iSSQ (Moulin et coll., 2019) est une forme courte bâtie d'après plusieurs études de la littérature internationale et plusieurs populations françaises, destinée à refléter les 3 sous-échelles initiales de la forme longue.



Audioprothésistes vous êtes 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 240 centres en France, nombreuses acquisitions et ouvertures dont «World of Hearing»
concept pionnier de centre misant sur l'expérience auditive et l'innovation.
- **Proche de ses clients**
accompagnement personnalisé, qualité de service et gamme d'aides la plus complète du marché.
- **Proche de ses audioprothésistes**
formation continue, matériel de pointe, communauté d'experts.

Envie de nous rejoindre ?

Contactez Alexandra Petit, DRH
Mail : alexandra.petit@sonova.com
Tel : 06 45 95 71 97



RENDEZ-VOUS SUR
www.auditionsante.fr



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



ET NOTRE PAGE FACEBOOK
www.facebook.com/AuditionSanteFrance



ACCOMPAGNEMENT DE L'ENFANT SOURD À LONG TERME : EVOLUTION DE LA SURDITÉ, RÉVOLUTION DES CONNAISSANCES, MODIFICATION DES OBJECTIFS



Auteur

Arnaud COEZ

Audioprothésiste, Paris

E.P. a bénéficié en mai 2008 d'un dépistage précoce de la surdité dans une région française précurseur dans le domaine. Les oto émissions sont absentes. Les PEA par raréfactions permettent d'établir un seuil de 60 dB à droite et 45 dB à gauche. Un diagnostic d'une audition à la limite des surdités moyennes avait été posé dès juillet 2008 avec décision de surveiller sans appareillage auditif.

Pendant cette période, la mère exprime des doutes quant à la vision de l'enfant, troisième enfant de la famille. Il est adressé en juillet à Paris où l'électrorétinogramme se révèle pathologique même si les signes cliniques demeurent très rassurants. L'IRM cérébrale est normale. Un bilan génétique et neuropédiatrique est proposé.

L'examen ORL retrouve des conduits auditifs externes étroits avec une otite séreuse à droite avec une notion de reflux gastro-oesophagien non traité.

En Août 2008, devant un tableau clinique associant perte auditive et potentiel trouble visuel est pris la décision médicale d'un appareillage auditif.

E.P. est un bébé calme accompagné de sa maman, qui est munie d'une prescription médicale d'un service ORL pédiatrique parisien pour un appareillage bilatéral, d'une audiométrie tonale comportementale, du résultat négatif des oto-émissions et de PEA de raréfactions.

Très vite, lors de l'entretien l'appareillage auditif apparaît comme un début de réponse à un tableau clinique en cours d'évaluation. La mère, médecin, est plus pré-occupée par ses doutes sur la vision de son fils que sur sa capacité à percevoir des sons. Elle ne retrouve pas dans le regard de son fils, l'attention qu'elle pouvait capter dans le regard de ses filles quand elles étaient petites. Elle ne ressent pas par ailleurs de manques de réactions aux sons. Il est vrai que le nourrisson essaie d'une façon générale de capter le regard de l'adulte pour établir un lien visuel et pour communiquer.

E.P. est installé dans son landau sous le haut-parleur. Des sons de 80 dB HL en champ libre permettent de modifier son comportement, avec notamment une modification du rythme de succion. Cet examen réalisé en champ libre est un moment

important au cours duquel les parents apprécient le niveau sonore auquel leur enfant commence à réagir avec certitude. Il est alors facile d'expliquer que l'objectif de l'appareillage auditif sera de porter progressivement à ce niveau des sons constitutifs de la voix humaine afin d'en faciliter la perception et de permettre un développement cérébral des structures capables de les analyser. Le développement cérébral du nourrisson étant sous la dépendance de périodes sensibles il n'est pas inutile de souligner l'importance du diagnostic précoce dont a pu bénéficier l'enfant et qui aura permis un appareillage précoce sans pertes de chances. Il peut être pertinent au cours de cette explication d'élever le niveau de la voix moyenne à une voix forte pour montrer que cela induit une réponse de l'enfant qui s'oriente tout à coup vers l'audioprothésiste.

Le principe de l'intérêt des appareils auditifs étant établi, il est alors temps de montrer le dispositif en contour d'oreille qui permettra de l'atteindre. Si la taille et la couleur sont parfois difficiles à accepter, dans le cas de EP, la maman est prête à rentrer dans l'action et à commencer à apporter des solutions. Une prise d'empreinte des oreilles est alors proposée pour pouvoir réaliser les embouts. En 2008, la technique des ASSR à visée audioprothétique était prometteuse. La mère d'EP était d'accord pour que nous puissions l'utiliser. Le système permis de corroborer les seuils trouvés en audiométrie comportementale.

Ces embouts, une fois réalisés permettront une mesure des réactions, oreilles séparées avec la technique des inserts. Ces différentes mesures d'évaluation de l'audition par l'ORL et l'audioprothésiste permettent de proposer une amplification qui sera progressive au cours du temps avec une protection de l'oreille face aux sons forts. L'utilisation d'une méthodologie

« CES DIFFÉRENTES
MESURES D'ÉVALUATION
DE L'AUDITION PAR L'ORL
ET L'AUDIOPROTHÉSISTE
permettent de proposer
une amplification qui sera
progressive au cours du temps
avec une protection de l'oreille
face aux sons forts. »

Cas clinique ACCOMPAGNEMENT DE L'ENFANT SOURD

de pré-réglage de type DSL i/o reste souhaitable même si de nombreux ajustements seront à prévoir en fonction des réactions de l'enfant. Afin d'avoir un retour constructif des parents sur la tentative d'appareillage, les traitements du signal 'réducteurs de bruit', 'microphones directionnels', gestion automatique des programmes ne sont pas activés.

Lors de ce deuxième RDV, le père est également présent. Il est demandeur de contours de couleur avec la volonté de surmonter ce handicap voir de l'écartier. Il est aisé de comprendre que la découverte de la surdité et de son appareillage ont été l'objet d'échanges approfondis au sein du couple. L'éducation prothétique permet de s'assurer de l'appropriation par les parents du système et d'un port régulier de l'appareillage : mise en place des embouts, des contours droits et gauche, du nettoyage et du séchage, changement de piles et verrouillage du tiroir pile.

Lors du troisième rdv, le dataloging indique un port de 4 heures par jour. Le gain peut être augmenté. Le retour de l'orthophoniste est pertinent car elle note des réactions nouvelles chez ce nourrisson.

En octobre 2008, le gain est de 30 dB, les appareils (SIEMENS CP) sont portés régulièrement. Il y a une bonne cohérence entre le gain acoustique des appareils, le gain fonctionnel tonal et les réactions de l'enfant. Le bilan médical confirme ces résultats.

Pendant 1 an, des otites séreuses à répétition rendent le port des appareils difficile et obère le résultat audioprothétique (Rinne de 40 dB au pire des crises). Devant les fluctuations de l'audition au rythme des otites il est décidé de ne pas augmenter le gain pour éviter des risques de trauma sonore lors de périodes de rémission. Une fois le reflux gastro-oesophagien maîtrisé par 'ovogast' le motilium et le gaviscon n'ayant pas été supportés la situation fut stabilisée par la mise en place d'aérateurs transtympaniques fin 2009 qui auront été retirés en 2011. En 2010, les seuils liminaires avec prothèses sont à 30 dB.

En 2011, EP entre à l'école maternelle deux demi-journées par semaine avec une prise en charge en classe sésame avec un accompagnement en psychomotricité, orthophonie, et ergothérapie, jusqu'en 2013 avec une séance d'orthophonie par semaine. En 2014, l'évolution perceptive et linguistique est jugée excellente avec une reconnaissance de 100% des mots à 40 dB. Un projet d'apprentissage anticipé de la lecture est mis en place. Le renouvellement de ses prothèses auditives est réalisé en Siemens Motion M. En septembre 2015, EP entre au CE1 avec un service de soutien à l'éducation familiale et à l'intégration scolaire (SSEFIS).

La prise en charge orthophonique est interrompue devant la bonne évolution linguistique.

En Juin 2017, toujours suivi par le SSEFIS, il est prévu d'ajuster les verres des lunettes et de proposer une loupe éclairante

Au fil des rendez-vous jusqu'en 2021, la mère reste très attentive aux évolutions potentielles de la perte d'audition d'EP. Même si la perte évolue très lentement l'inquiétude demeure grande et le résultat de chaque audiométrie est scruté avec minutie à l'affut d'une évolution défavorable.

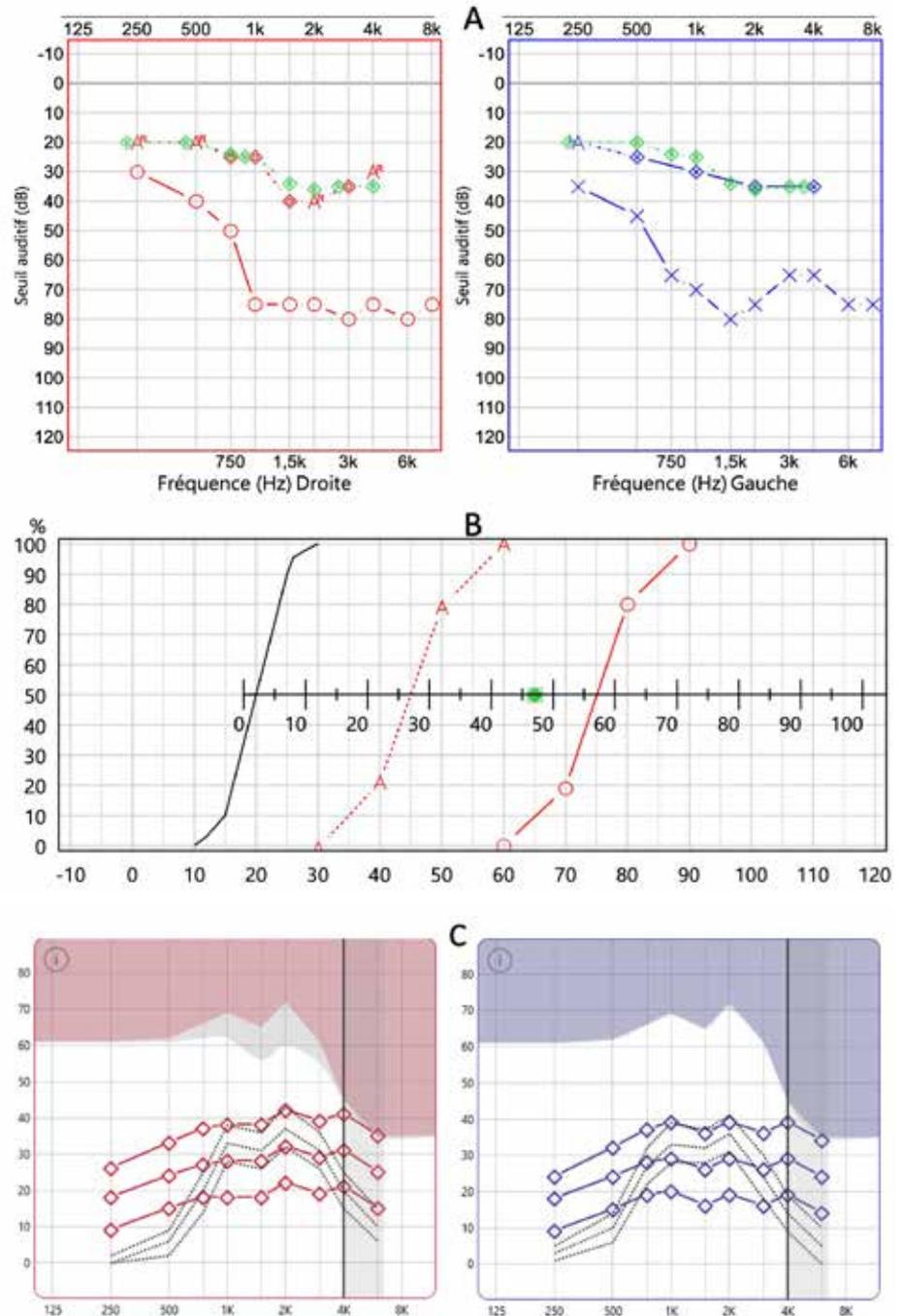


Figure 1 : 1A. Perte audiométrique tonale droite et gauche. Gain fonctionnel tonal de 35 dB.

1B. Gain vocal de 30 dB. Amélioration de 66% de l'intelligibilité de la parole dans le calme. 50% d'intelligibilité de la parole en listes de mots dissyllabiques de Lafon Homme pour un RSB=0 dB.

1C. Gain acoustique en accord

Cas clinique ACCOMPAGNEMENT DE L'ENFANT SOURD

De même toute modification de gain doit être argumentée pour expliquer qu'il s'agit d'optimiser la perception d'EP que de compenser une perte d'audition supplémentaire.

Cette inquiétude est alimentée par le fait que la vision d'EP se dégrade progressivement et confirme l'intuition initiale de sa mère. En 2017, le bilan génétique établit que la mutation d'un gène dominant autosomal codant pour des tubulines (TUBB4B), responsable de ciliopathies s'exprimant dans la structure des microtubules présents dans la rétine et dans la cochlée est responsable de ce syndrome extrêmement rare et qui a pu être mis en évidence dans 4 familles avec des symptomatologies de degrés variables (Luscan et al., 2017).

Cette dysfonction des cellules ciliées externes explique probablement l'impossibilité d'augmenter d'avantage le gain sans le gêner dans des milieux bruyants. En 2021, EP suit une scolarité en cinquième, partagée avec l'institut des jeunes aveugles à Paris en semi internat.

A ce jour, L'appareillage auditif permet une détection des sons dès 25 dB en champ libre et un seuil d'intelligibilité à 25 dB HV avec une intelligibilité dans le bruit de 50% pour un rapport signal sur bruit de 0 dB (Figure 1).

Dès le CP, un système de microphone déporté dédié à ses prothèses auditives (GN Resound, ET988, à ce jour), l'aide dans sa scolarité. Comme beaucoup d'enfants de son âge, il est très attiré par les nouvelles technologies, se déplaçant dans les différents menus de son iPhone grâce à l'application SIRI@

qui lui 'parle' directement dans ses aides auditives connectées. Il se déplace dans ces différents menus beaucoup plus rapidement que ne saurait le faire la moyenne des gens. Il est très troublant de constater que son écran est noir.

C'est un enchantement d'accompagner EP et sa famille dans cette épreuve à laquelle ils ont su s'adapter. Cette forme de surdi-cessité qui était initialement évocatrice d'un syndrome de Usher a poussé à un appareillage précoce en vue d'une implantation cochléaire précoce si l'évolution de la surdité avait été fulgurante ce qui ne fut pas le cas.

Néanmoins la famille est préparée à cette éventualité thérapeutique en cas d'évolution dont nous ne disposons pas à l'heure actuelle pour compenser le déficit visuel.

RÉFÉRENCES

- Luscan, R., Mechaussier, S., Paul, A., Tian, G., Gérard, X., Defoort-Delhèmes, S., Loundon, N., Audo, I., Bonnin, S., LeGargasson, J.-F., Dumont, J., Goudin, N., Garfa-Traoré, M., Bras, M., Pouliet, A., Bessières, B., Boddaert, N., Sahel, J.-A., Lyonnet, S., Kaplan, J., Cowan, N.J., Rozet, J.-M., Marlin, S., Perrault, I., 2017. Mutations in TUBB4B Cause a Distinctive Sensorineural Disease. *Am. J. Hum. Genet.* 101, 1006-1012. <https://doi.org/10.1016/j.ajhg.2017.10.010>



“ Pour mon installation j'ai trouvé la bonne enseigne la mienne ”

Coralie Mouls

Audioprothésiste indépendante à Sète (34)

Dyapason accompagne les audioprothésistes indépendants de l'étude de marché jusqu'à l'animation de leur enseigne :

- Une assistance active à chaque étape de votre installation
- D'excellentes conditions d'achats
- Des conseils réguliers pour une meilleure gestion
- Des outils marketing pour votre développement
- Un partage d'expérience entre les membres

Rejoignez-nous !

Envoyez votre demande d'adhésion sur : <https://dyapason.audio/adherer-dyapason>

> Acceptation sous réserve de conformité à la charte qualité Dyapason

 **dyapason**

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION

laboratoire
certifié

CONNAISSEZ-VOUS BIEN VOS GAMMES GN RESOUND ?

La fonctionnalité Environmental Optimizer™ propose un réglage automatique de paramètres des aides auditives. Les utilisateurs bénéficient d'une audibilité et d'un confort d'écoute optimaux, même lorsqu'ils se déplacent dans des environnements sonores en évolution rapide, sans devoir effectuer de fréquents réglages manuels.

ENVIRONMENTAL OPTIMIZER

Rôle : Ajuster certains paramètres de l'appareil en fonction de l'environnement sonore.

Bénéfice patient : Confort et simplicité d'utilisation. Plus besoin pour le patient de sortir son application ou de régler le volume sur ses aides auditives. La gestion du gain est automatique.

Choix : Gain : 6 dB à -6dB par environnement (voir Environmental Classifier)
Bruit : 0 dB à -10dB par environnement (voir Environmental Classifier)

Version	Action		
Environmental Optimizer	Sur le gain uniquement		
Environmental Optimizer II	Sur le gain et le niveau du réducteur de bruit		
Binaural Environmental Optimizer II	Sur le gain et le niveau du réducteur de bruit, de façon synchronisée droite/gauche		
Réglage par défaut			
	Gain		Réduction du bruit
Calme	2	3	-3
Parole (faible)	2	3	-3
Parole (forte)	2	3	-4
Parole + bruit (modéré)	1	2	-6
Parole + bruit (fort)	0	0	-6
Bruit (modéré)	-2	-1	-8
Bruit (fort)	-3	-2	-9

Données techniques :

Échange de données inter-appareils : toutes les 222 milli-secondes
Temps de changement : 1 dB par seconde
Temps d'analyse : 4 secondes avant de classer un environnement

Environmental Classifier™ :

L'Environmental Classifier est un algorithme de classement des différents environnements. Ils sont classifiés comme ceci :

Calme	→ calme < 54dB
Parole (faible)	→ parole < 60dB
Parole (forte)	→ parole > 60dB
Parole + bruit (modéré)	→ parole + bruit < 75dB
Parole + bruit (fort)	→ parole + bruit > 75dB
Bruit (modéré)	→ bruit < 75dB
Bruit (fort)	→ bruit > 75dB

Disponibilité :

Gamme	Choix
ReSound ONE 9 - ReSound LINX Quattro 9 - ENZO Q 9	Binaural Environmental Optimizer II*
ReSound ONE 7/5 - ReSound LINX Quattro 7 - ENZO Q 7	Environmental Optimizer

*Modèles BTE et RIE compatible sans fi (-W) uniquement



Pour en savoir plus sur les technologies ReSound, rendez-vous sur :
pro.resound.com, rubrique audiologie.



FAIRE LE CHOIX ENTRE LES AIDES AUDITIVES DE CLASSE 1 ET DE CLASSE 2 DE CHEZ SIGNIA

Auteurs

Mikaël MÉNARD

Responsable de formation
et d'application

Nicolas CASTEL

Référent produit

Depuis 2021, les aides auditives se divisent en deux catégories : la classe 1 au tarif maximum imposé, et le marché libre représenté par la classe 2. Actuellement, un appareillage de classe 1 avec un reste à charge zéro est disponible pour tout patient, sans condition de ressources. Il est donc important d'informer le patient en lui indiquant les principales différences entre les deux classes pour l'orienter vers une correction auditive moderne, performante et adaptée. Dans cet article, nous vous proposons d'identifier les **différences techniques entre les appareils Signia de classe 1 et de classe 2**. Nous ferons aussi le lien entre les bénéfices de ces caractéristiques et la réponse qu'ils apportent aux besoins des patients.

1- COMPRÉHENSION ET CONFORT AMÉLIORÉS DANS LE BRUIT

Les principales caractéristiques qui marquent la différence entre les appareils de Classe 2 et les appareils de classe 1 sont celles qui influent sur la qualité du signal et son traitement. Ces deux derniers sont nettement améliorés à chaque génération de puce puisque chaque plateforme va apporter une philosophie de traitement qui, in fine, améliore l'intelligibilité et le confort d'écoute du patient.

La plateforme AX, exclusivité de la classe 2, est la génération la plus récente que propose Signia soit 2 générations de plus que la plus récente plateforme de la classe 1.

Augmented Xperience change la façon dont les patients entendent ce qui les entoure. Pour distinguer le signal utile du signal ambiant, la nouvelle plateforme utilise deux unités de traitement différenciées pour traiter les deux signaux séparément et créer un contraste clair. Ces signaux sont ensuite recombinaés pour offrir un signal de parole net dans un paysage sonore totalement immersif. Ce processus permet aux patients de suivre facilement les conversations, même dans des situations d'écoute difficiles.

S'ajoute à cela tous les nouveaux algorithmes qui viennent, à chaque génération, faciliter le traitement du signal. Parmi ces algorithmes exclusifs de la classe 2 on retrouve le **système OVP** pour la gestion de la propre voix, la **directivité Superfocus** pour une focalisation importante en environnement bruyant, le système **Echoshield** pour la gestion des environnements réverbérant ou encore le **DSP** pour la reconnaissance de nombreux scénarios acoustiques, y compris ceux en situation de mouvement grâce aux capteurs de mouvements intégrés.

Malgré ces différences notables, la caractéristique principale qui crée une différence dans la qualité sonore entre les appareils de classe 1 et de classe 2 est sans doute le nombre de canaux de traitement. Ce nombre de canaux va non seulement influencer l'amplification de l'appareil mais aussi le traitement des débruiteurs et des microphones directionnels. Pour rappel, ils seront au nombre de 48 pour le plus haut de gamme de la classe 2 et au maximum de 16 pour les appareils de classe 1.

Voici donc l'impact du nombre de canaux sur la sélectivité du traitement du signal ainsi que la sélectivité de la directivité microphonique.

- Sélectivité du traitement du signal

Les bruits sont des signaux complexes ayant des largeurs de bandes fréquentielles différentes, allant du presque son pur pour les bruits aigus (ex : métal, vaisselle, verres), à des bandes plus larges pour les bruits graves (ex : moteur). Il est donc nécessaire que la baisse de gain des débruiteurs puisse s'accorder aux différentes largeurs de bandes des bruits du quotidien. L'intelligibilité difficile en environnements complexes, encore trop fréquente, peut souvent être due à un débruitage peu sélectif et trop réducteur. En effet, une réduction importante du gain pour atténuer un bruit va aussi fortement atténuer les consonnes contenues dans les canaux impactés par ce bruit. Plus larges seront ces canaux, plus les consonnes seront atténuées.

Pour qu'un traitement du signal soit performant, il doit pouvoir baisser le bruit sans réduire la perception des phonèmes sur les fréquences adjacentes. Pour cela, il faut réunir deux conditions : les canaux doivent être à la fois pentus et étroits. Les aides auditives Signia utilisent des canaux fréquentiels dont les filtres sont extrêmement pentus, donc hyper sélectifs. Comme le montre la Fig. 1, ces filtres ont des pentes leur permettant une exceptionnelle atténuation de 60 dB sur une demi-octave.

En classe 2, le spectre fréquentiel allant jusqu'à 12 kHz est divisé en 48 canaux très étroits, ayant tous la même plage de 250 Hz.

La classe 1 présente quant à elle des canaux de traitement du signal élargis dès 2 kHz. En effet, pour obtenir 16 canaux de traitement du signal, les canaux de 2 à 8 kHz sont regroupés par trois.



Fig. 1 : Pente

Simulateur de perte auditive

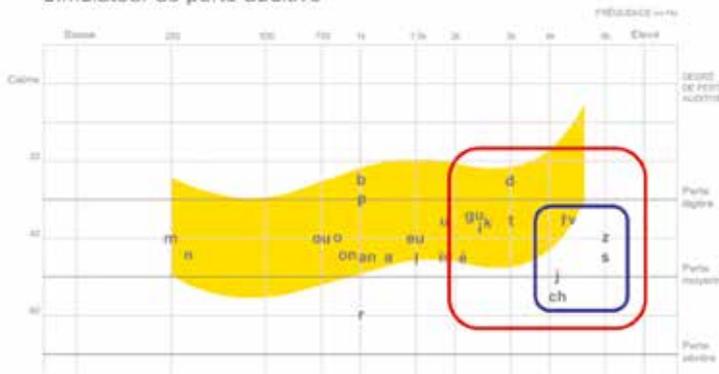


Fig. 2 : Positionnement fréquentiel des consonnes

Leur largeur, 750 Hz, est donc le triple de celle du haut de gamme. D'où une sélectivité fréquentielle significativement réduite par rapport aux appareils de classe 2 sur ces fréquences aiguës, où se concentrent la grande majorité des consonnes [encadré rouge en Fig.2]. Il est donc important d'expliquer à un patient désireux de s'équiper dans cette classe, la baisse significative de la sélectivité fréquentielle aiguë des réducteurs de bruit, et ainsi, son corollaire sur l'intelligibilité en environnement bruyant.

- Sélectivité de la directivité microphonique

La directivité microphonique a deux finalités : améliorer le RSB (rapport signal bruit) en focalisant la captation sur les signaux utiles, et – pour la plateforme AX – séparer les sons en deux flux distincts (utile et ambiance). Ces deux fonctions jouent un rôle essentiel sur l'intelligibilité dans le bruit, et in fine, sur la satisfaction du patient.

Il est très fréquent que les patients soient confrontés à plusieurs bruits simultanément, provenant de différentes directions, et ayant des distributions fréquentielles différentes. C'est le cas notamment lors de fêtes familiales, de conversations en l'extérieur, de réunions, ...

La directivité microphonique est réalisée et automatiquement ajustée individuellement, dans chaque canal fréquentiel, et non en bande large. Dans chacun de ces canaux, une analyse de l'environnement sonore est réalisée. Elle se base sur le niveau de bruit, le rapport signal bruit, l'azimut de la voix émergente (Av, Ar, D, G) ainsi que l'angle d'arrivée du bruit émergent. Elle détermine le mode de captation microphonique adéquat. On obtient donc simultanément autant de schémas polaires différents qu'il y a de canaux fréquentiels.

L'énergie des bruits, généralement pas uniformément distribuée en fréquence, présente donc une répartition en constante évolution. Elle se traduit, pour nos aides auditives, par une directivité qui évolue en permanence d'un canal fréquentiel à l'autre. Un nombre plus important de canaux fréquentiels permet d'ajuster plus de schémas polaires différents. Ce grand nombre de canaux permet aussi de traiter un nombre plus important de bruits et de fréquences différentes. Passer de la classe 1 à la classe 2 permet donc à la directivité de s'ajuster plus finement à la réalité acoustique de l'environnement changeant du patient, tout en offrant une atténuation plus sélective de plus de bruits différents.

Pour les patients, cela se traduit par plus de chances de comprendre dans les environnements les plus difficiles (ce qui reste à ce jour la demande première des patients appareillés). C'est pourquoi cela doit être mis en avant pour répondre aux attentes des patients exigeants qui expliquent être gênés dans les environnements complexes (réunions, restaurant...).

Nous avons abordé jusqu'ici les bénéfiques patients, mais le passage de la classe 1 à la classe 2 apporte également des outils plus performants à l'audioprothésiste afin d'optimiser l'adaptation prothétique pour tous types de patients.

2. OPTIMISATION DE L'ADAPTATION PROTHÉTIQUE

- La sélectivité fréquentielle

Les canaux de traitement du signal sont regroupés en bandes de réglage pour les gains et compressions (20 bandes de réglage sur la série 7, 16 en série 5 et 12 en série 3). Ces regroupements de canaux de traitement en bandes de réglage n'interviennent que sur les aigus.

Pour les appareils de classe 2 en série 7, la distribution fréquentielle de ces 20 bandes de réglage est calquée sur celle des bandes critiques de la cochlée. Augmenter ou diminuer le gain sur une bande de réglage n'affectera donc que la bande critique correspondante dans la cochlée, sans déborder sur les bandes adjacentes. C'est une caractéristique importante car stimuler une partie d'une bande critique cochléaire stimule l'ensemble de cette bande critique. **Les appareils de classe 2 autorisent donc la meilleure sélectivité fréquentielle** dans la stimulation acoustique de la cochlée par les gains et compressions. Les appareils de classe 1 ayant moins de canaux, les regroupements en bandes de réglage – bien sûr plus larges en fréquence – réduisent la sélectivité fréquentielle des gains et compressions.

La sélectivité fréquentielle des aigus est nécessaire car elle permet de gérer spécifiquement l'amplification de certaines consonnes sans modifier l'amplification des autres consonnes proches en fréquence. Une très bonne sélectivité dans les aigus s'avère donc indispensable pour gérer finement d'éventuelles confusions phonétiques révélées en audiométrie post prothétique vocale. Elle est donc un indéniable avantage patient.

Une sélectivité fréquentielle fine permet en outre de mieux faire correspondre la courbe de réponse à la perte du patient, surtout si celle-ci est accidentée comme en Fig. 3 par exemple.

Enfin, une meilleure finesse de réglage en fréquence des gains peut vous permettre de compenser bien plus efficacement d'éventuels pics ou creux de résonance. Ceux-ci sont généralement dus à l'acoustique du couple embout-conduit auditif et mis en évidence en mesure in-vivo.

- Prise en charge de l'acouphène

L'adaptation des patients acouphéniques est une des adaptations les plus complexe et nécessite les outils les plus performants afin de prendre en charge efficacement l'acouphène spécifique du patient tout en réduisant au maximum son effort d'adaptation à ce type d'appareillage. Une des technique, spécifique à Signia, et disponible que pour les appareils de classe 2, est l'amplification encochée ou TIL.

Elle est basée sur les travaux et résultats obtenus ces dernières années par l'écoute, quelques heures par jour, de musique encochée (Tailor-Made Notched Music Therapy : TMNMT).



Fig. 3 : Exemple de courbe audiométrique accidentée

Ces travaux ont montré une réduction de l'activité corticale correspondant à la fréquence centrale de l'encoche et une augmentation de l'inhibition latérale dans cette même zone. La Thérapie d'Inhibition Latérale (TIL), réalisée grâce aux aides auditives Signia par une amplification encochée sur la fréquence de l'acouphène, implémente ces travaux dans les aides auditives. Ces aides, portées toute la journée, apportent ainsi aux patients acouphéniques un bénéfice plus rapide que la méthode de prise en charge classique qu'est la génération de bruit blanc (GBB).

Bien que le bénéfice ressenti prenne plus de temps pour la technique GBB, elle reste une référence pour la prise en charge de tout type de patient acouphénique. De plus c'est une méthode disponible pour les appareils de classe 1 et de classe 2. Malgré cela des différences notables existent en fonction de l'appareil choisi.

La méthode GBB consiste à rééduquer les systèmes sous-corticaux par l'utilisation d'un bruit adapté non informatif, qui ne doit pas masquer l'acouphène. Ce bruit externe doit être stable dans le temps et ne doit pas avoir de connotation émotionnelle négative. En cas de perte auditive, le bruit sera efficace que s'il est équilibré en sonie pour stimuler de façon égale l'ensemble des terminaisons auditives corticales. Le bruit équilibré en sonie est aussi celui qui permet une réduction de l'émergence de l'acouphène avec le minimum d'intensité sur chaque fréquence.

Le bruit doit donc être ajusté au niveau du timbre et de l'intensité. Pour le timbre, le bruit doit avoir le spectre le plus large possible afin d'offrir une stimulation auditive maximale tout en restant confortable. Et afin qu'il soit équilibré en sonie en fonction de la perte du patient, il doit être réglé sur les canaux de réglage les plus fins. Or les appareils de classe 1 ne disposent que de 4 canaux de réglages sur un spectre fréquentiel de 8 kHz là où le haut de gamme de la classe 2 dispose de 20 canaux de réglages du générateur de bruit sur un spectre fréquentiel de 12 kHz.

Pour terminer, l'accessoirisation, la connectivité et la personnalisation des réglages restent des critères de choix pour le patient et, une fois de plus, des différences significatives existent entre les appareils de classe 1 et de classe 2.

3. LES SOLUTIONS RECHARGEABLES

Seuls nos appareils de Classe II, qui disposent d'une batterie Li-ion, sont rechargeables et permettent aux patients de s'affranchir de la consommation de piles. Ces appareils facilitent également la manipulation des appareils puisqu'il suffit de les glisser dans le chargeur. Bien plus pratique que le changement de piles, surtout pour les personnes à mobilité réduite et ayant des problèmes de vue.

Enfin, un appareil intégralement compact augmente la fiabilité de l'appareil en éliminant les problèmes de casse de tiroir pile ou d'oxydation des contacts piles.

Les chargeurs Dry & Clean Signia permettent également, en plus de la charge, d'apporter des fonctions de séchage et de désinfection UV aux appareils. Cela participe au bon entretien et donc à la durée des appareils dans le temps. Il y a également les écrans de charge nomades de Pure C&G AX, Signia Active pro et Styletto X procurant 3 recharges sans aucun branchement, apportant une vraie liberté de déplacement au patient. La classe 1 elle ne dispose d'aucun appareil rechargeable (Fig. 4).

Les solutions de charge Signia



Fig. 4 : Les solutions de charge Signia

4. CONNECTIVITÉ DIRECTE

La connexion et le streaming Bluetooth™ pour les smartphones iPhone et Android (ASHA) n'est disponible aujourd'hui que sur les appareils de classe 2. Elle se trouve grandement améliorée sur les appareils AX. Un flux spécifique de traitement dédié au signal Bluetooth™ a été intégré, ce qui permet d'obtenir une sonorité des sources Bluetooth™ inégalée. Les appareils AX permettent également de gérer différemment le réglage de gain pour les appels téléphoniques du gain pour le signal provenant de l'accessoire TV (Streamline TV), qui ont tout les deux des besoins de réglages différents. Cela pour offrir la meilleure expérience d'écoute pour nos patients appareillés.

5. PERSONNALISATION DES RÉGLAGES

La personnalisation des réglages par les patients est une demande de plus en plus accrue. La possibilité de contrôler le volume et les changements de programmes est même devenue incontournable. Ce que permet l'application unique Signia App pour tous les appareils de la gamme Signia. Cependant, des fonctionnalités spécifiques et privilégiées par le patient ne sont disponibles que sur les appareils de la classe 2, comme la gestion de la super-directivité (Super Focus) enclenchable à tout moment ou bien encore la balance sonore.

S'ajoute à cela Signia Assistant, la nouvelle intelligence artificielle de Signia qui agit comme une extension de l'audioprothésiste. Signia assistant sera présent 24H/24 7J/7 pour soutenir le patient dans les situations d'écoutes spécifiques en effectuant une modification de réglage adaptée à son besoin afin d'optimiser son expérience auditive.

Enfin, grâce aux appareils de la classe 2, l'audioprothésiste pourra intervenir sur les aides auditives du patient, où qu'il se trouve, grâce à l'outil de prise en main à distance Telecare. Ceci permet d'accéder à l'intégralité du logiciel de réglage via une télécommunication avec le patient.

CONCLUSION

Il existe une réelle différence entre les appareils de classe 2 et de classe 1 chez Signia. Elles font bénéficier au patient d'une meilleure compréhension, confort dans le bruit avec une meilleure sélectivité du traitement de signal et de directivité microphonique. Elles font également bénéficier à l'audioprothésiste des meilleurs outils de réglages avec une meilleure sélectivité fréquentielle et des outils variés pour une patientèle spécifique. Enfin la classe 2 dispose d'une accessoirisation complète avec la mise à disposition d'appareils rechargeables, une connectivité Bluetooth™ dernier cri et une hyper personnalisation des réglages pour le patient.



MODE EDGE

UNE RÉDUCTION DU BRUIT OPTIMISÉE

Disponible sur nos aides auditives Livio Edge AI, le Mode Edge utilise l'intelligence artificielle pour ajuster le confort d'écoute dans les environnements sonores difficiles ou complexes et améliorer l'audibilité de la parole en temps réel - par exemple lorsque le bruit de fond est extrême ou que les interlocuteurs portent un masque.



QUI PEUT EN BÉNÉFICIER ?

Le mode Edge a été spécialement conçu pour ceux qui fréquentent régulièrement des environnements sonores difficiles et veulent temporairement activer des réglages de réduction du bruit plus marqués.

POURQUOI LES PATIENTS LE VOUDRONT-IL ?

Malgré la qualité du réglage de leur aide auditive, les patients peuvent à tout moment rencontrer des situations où l'environnement sonore est changeant ou difficile. Le mode Edge a été conçu pour rendre ces moments plus audibles et confortables.

COMMENT CELA FONCTIONNE ?

Dans une situation d'écoute difficile - lorsqu'un programme prédéfini ne suffit pas - les patients ont la possibilité d'activer le Mode Edge d'une pression brève ou d'un double tapotement sur leur aide auditive Livio Edge AI.

Une fois activé, le mode Edge analyse instantanément l'environnement sonore grâce à l'IA et ajuste les réglages du gain, de la réduction du bruit et de la directionnalité.

Ces réglages intelligents et immédiats optimisent de façon temporaire la clarté et le confort d'écoute dans ces environnements difficiles.

OÙ LE TROUVER ?

Le mode Edge est uniquement disponible avec notre technologie Livio Edge AI 2400.

Livio Edge AI	Livio AI			Livio			
2400	2400	2000	1600	2400	2000	1600	1200
✓							

QUEL INTÉRÊT POUR VOUS ?

Problème - Il est presque impossible de programmer une aide auditive pour chaque situation qu'un patient est amené à rencontrer. Jusqu'à présent, entre autres options, vous pouviez :

- Affiner l'adaptation de l'aide auditive au gré des visites du patient.
- Interpréter vos mesures et vos tests pour optimiser les réglages de l'aide auditive.
- Vous en remettre au patient pour modifier les programmes selon les différents environnements fréquentés.

Or tout cela demande du temps, peut s'avérer subjectif et être source de frustration pour le patient.

Solution - En résolvant ces dilemmes d'adaptation, le mode Edge optimise l'expérience sonore en offrant au patient, à la demande, un moyen simple d'améliorer la compréhension de la parole dans ces cas particulièrement difficiles, lorsque les programmes prédéfinis ne suffisent pas. Ou chaque fois que la situation l'exige.



ARGUMENTS

Une fois activé, le mode Edge offre un ajustement unique de qualité professionnelle basé sur des données environnementales acoustiques, des données exclusives et des observations issues de travaux de recherche publiés¹ et intentions d'écoute prédites.

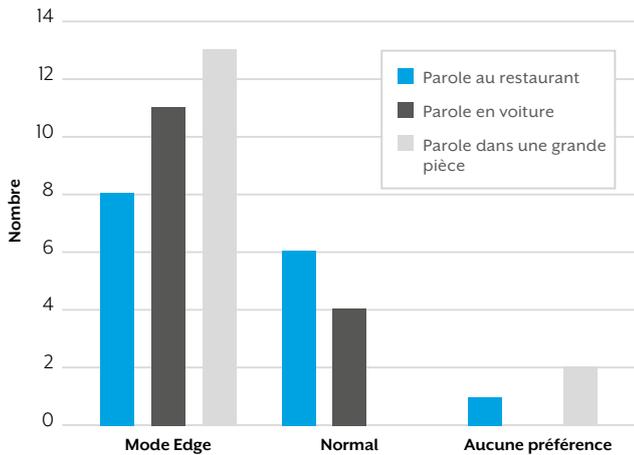


Figure 1. Comptabilisation des préférences de réglages entre le mode Edge et le mode Normal auprès de 15 participants malentendants.

DÉMARRER

Professionnels - Téléchargez ce QuickTIP pour voir comment activer le Mode Edge dans Inspire X.

Patients - Cette vidéo «Tap Control» leur montre comment l'activer.

POUR EN SAVOIR PLUS

- Rendez-vous sur www.livioedgeai.fr
- Consultez nos articles scientifiques
- Découvrez les **possibilités de formation**
- Contactez votre Responsable Régional Starkey dès aujourd'hui.
- Découvrez les possibilités de formation sur academie.starkey.fr

RÉFÉRENCES

■ Wolters, Smeds, Schmidt, Christensen & Norup, 2016; Jenstad, Van Tasell & Ewert, 2003

Le logo Starkey et Livio sont des marques déposées de Starkey Laboratories, Inc

Rendez-vous sur www.livioedgeai.fr pour voir les modèles et caractéristiques techniques.



Cabinet BAILLY

à votre écoute depuis plus de 110 ans

ASSURANCES AIDES AUDITIVES

PERTE • VOL • CASSE TOUS DOMMAGES

Des garanties complètes
basées sur le prix de vente de l'appareil
Souscription d'une durée au choix pour **1 an ou 4 ans**

GESTION SIMPLIFIÉE

Le cabinet BAILLY s'occupe de tout
Audioprothésistes, nous vous déchargeons de toute gestion
de la souscription au règlement des sinistres.



À partir de

35€/an

99€ pour 4 ans

POUR TOUS

Le cabinet BAILLY est à l'écoute
des enfants et des adultes

CONTACTEZ NOUS

CONTACTEZ NOUS

🏠 5 rue Saint-Didier
52600 HORTES

☎ 03 25 87 57 22

@ contact@ab2a.fr

f [ab2a.bailly](https://www.facebook.com/ab2a.bailly)

*Depuis 50 ans
au service des patients*

**Exposition,
ateliers pratiques,
événements.**

42ème congrès des audioprothésistes

18/19
mars
2022

Palais des
congrès de
Paris

ÉCOUTER VOIR

AUDITION MUTUALISTE



AUDIOPROTHÉSISTES RÉGION PACA AIX / DRAGUIGNAN / NICE / SAINT-RAPHAËL / PERTUIS

REJOIGNEZ-NOUS !

- ✓ Titulaire du Diplôme d'État en Audioprothèse,
- ✓ Empathique, à l'écoute des besoins de vos patients,
- ✓ Motivé pour rejoindre un réseau régional dynamique,
- ✓ Respect des pratiques professionnelles, individualisation de l'offre, l'humain avant tout !

ENVOYEZ VOTRE CV À :
RECRUTEMENT@LAMUT.FR



CDI
Statut Cadre



Région privilégiée
(soleil, mer
et montagne)



55-70K€
annuels brut
fixe + variable



Chèques déjeuner
Comité d'entreprise
Nombreux avantages



www.lamut.fr

Organisme Rég. par le Code de la Mutualité
N° SIREN 332 098 131



SoluSons recrute des audioprothésistes en CDI sur les secteurs de :

- 74 Haute-Savoie (Annemasse, Cluses)
- 63 Auvergne (Clermont-Ferrand)
- 03 Allier (Vichy, Montluçon)
- 17 Charente (Saintes, Royan)
- 33 Gironde (Bordeaux, Libourne)
- 79 Deux sèvres (Niort)
- 21 Côte-d'Or (Beaune, Dijon)
- 42 Loire (Région Roannaise)

Rejoignez notre équipe et épanouissez-vous dans une structure à taille humaine. Vous aurez de l'autonomie dans votre travail, tout en pouvant vous appuyer sur des équipes déjà en place depuis de nombreuses années. Nous vous transmettrons nos méthodes de travail et techniques d'appareillage propres à notre charte qualité SoluSons.

Améliorons ensemble la qualité de vie
de nos patients !

Rémunération

Fixe + Variable + PEE/PERCOI + Mutuelle + Prévoyance

Contactez nous dès aujourd'hui

contact@solusons.fr - Tom DIDIER 06 80 77 53 77



Il est où
le bonheur ?



Chez Audition Conseil !

Nous recherchons
un(e) audioprothésiste D.E.

PYRÉNÉES-ORIENTALES

Entre mer et montagne
Travail en autonomie
Salaire fixe + prime mensuelle + % sur CA



AUDITION
CONSEIL

Le Bonheur est dans l'Oreille

Pour postuler,
merci d'envoyer CV
et lettre de motivation à :

Audition Conseil Perpignan
j.bricaud@auditionconseil66.fr
04 68 56 41 45

PERPIGNAN

■ auditionconseil.fr | f | in

30 ans
d'Expérience
à vos côtés

Chez Audition Conseil !

En choisissant l'enseigne nationale Audition Conseil pour transformer, créer et développer votre activité d'Audioprothésiste Indépendant, vous faites le choix de conserver votre liberté d'entreprendre tout en adhérant à un univers de marque soigné, chaleureux et élégant à la notoriété nationale ainsi qu'un accompagnement terrain clé en main.

BIENVUEILLANCE ET POSITIVITÉ REFLÈTENT LA VISION DE VOTRE MÉTIER... REJOIGNEZ-NOUS ET CULTIVONS ENSEMBLE VOTRE EXPERTISE DÉDIÉE À LA SANTÉ ET AU BIEN-ÊTRE AUDITIF DE VOS CLIENTS !



**AUDITION
CONSEIL**

Le Bonheur est dans l'Oreille

RENCONTRONS-NOUS !

Audition Conseil France
acfparis@auditionconseil.fr
01 56 56 75 61

■ auditionconseil.fr | f | in

340 centres | 1^{er} Réseau d'Audioprothésistes Indépendants sous Enseigne Nationale

ÉTUDIANTS

Profitez de
cette offre !

COMMANDEZ, DÈS À PRÉSENT,

LES **3** PRÉCIS
D'AUDIOPROTHÈSE

**FRAIS
DE PORT
INCLUS**

**OFFRE
SPECIALE**



150 €TTC

Soit une remise de plus de
-25%

Be Brilliant™



2 unités de traitement



Comprehension de la parole augmentée



Connectivité Android & iPhone



Recharge nomade



Nouvel e2e 4.0



Meilleur traitement de l'environnement sonore

L'Audition Augmentée par Signia.



signia



Pure™ Charge&Go AX



Signia Augmented Xperience

Une approche révolutionnaire du traitement du signal

- 2 unités de traitement de signal distinctes pour la parole et l'environnement
- Nouvel e2e 4.0 plus rapide pour un traitement binaural du signal encore plus performant
- Technologie Bluetooth® iPhone et Android
- Rechargeable jusqu'à 28h d'autonomie***
- Nouveaux miniEcouteurs 3.0 (S, M, P et SP) pour une acoustique précise et plus de discrétion



Chargeur nomade

3 charges complètes des appareils



Chargeur standard

Recharge en 4 heures



Chargeur Dry&Clean

Recharge + traitement UV + déshumidification



Augmented Xperience

signia-pro.com

* Révélez-vous. **selon modèle : plus d'informations sur le site www.signia-pro.com et www.signia.net *** Jusqu'à 28 heures d'autonomie sans streaming ; jusqu'à 24 heures d'autonomie avec 5h de streaming. Ces produits sont destinés aux personnes souffrant de troubles de l'audition. Caractéristiques techniques disponibles sur le site internet. Pour un bon usage, veuillez consulter les manuels d'utilisation. Les aides auditives et l'application Signia App sont des dispositifs médicaux de classe IIa. Les chargeurs nomade, standard, Dry&Clean, sont des dispositifs médicaux de classe I. TÜV SÜD, CE 0123. Les fabricants légaux sont WSAUD A/S et Signia GmbH. Les marques et symboles Bluetooth® sont la propriété exclusive de Bluetooth SIG Inc. utilisés par WSAUD A/S sous permission. Les autres marques et symboles appartiennent à leurs propriétaires respectifs. Android, Android robot et Google Play sont des marques déposées de Google Inc. Apple App Store est une marque déposée d'Apple Inc. iPhone est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux États-Unis et dans les autres pays. Les aides auditives sont des dispositifs médicaux remboursés par les organismes d'assurance maladie. Classe 1 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336246, droite / 7336223, gauche (1400€) et + de plus 20 ans : 7336200, droite / 7336230, gauche (350€). Classe 2 : Codes individuels (Base de remboursement) - de 20 ans : 7336163, droite / 7336140, gauche (1400€) et + de plus 20 ans : 7379971, droite / 7336186, gauche (350€). 01/2022 © WSAUD A/S.



STARKEY FRANCE

Suivez-nous sur nos réseaux sociaux et découvrez les 40 ans d'histoire de Starkey France !

L'innovation dans l'audition grâce à l'engagement humain

Nos efforts constants en recherche et développement sont orientés pour offrir aux utilisateurs de nos produits une meilleure qualité de vie grâce à une meilleure audition. Les chercheurs Starkey développent des technologies de plus en plus performantes, permettant aux utilisateurs de contrôler leur environnement, suivre leurs données de santé ou encore optimiser leur écoute. Dès que nous validons une nouvelle technologie, nos collaborateurs s'impliquent pour l'intégrer dans l'aide auditive, qui, à chaque étape de sa conception, de l'ingénierie mécanique à la fabrication, est façonnée pour répondre aux besoins uniques de chaque utilisateur. Portés par la passion de nos collaborateurs, l'innovation de nos produits et notre engagement indéfectible, nous aidons des millions de personnes à mieux entendre et à mieux vivre.



Hear better. Live better.

Pour en savoir plus, rendez-vous sur notre chaîne YouTube : [Starkey France - Croire au meilleur](#)