

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 31 - Novembre/Décembre 2018 - Numéro 6

Dossier

Enseignement post-universitaire 2018

**De la perception à la compréhension :
applications audioprothétiques**

Résumés des communications - Partie 1



Veille acouphènes

Traitement acoustique de l'acouphène
**PARTIE 2 : Les différentes thérapies
sonores**

Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ



Communiqués



Enseignement

Veille Technique

Les innovations des industriels

ReSound GN

ReSound LiNX Quattro™

La première aide auditive 2,4 GHz
en streaming audio direct Apple
et Android*



ReSound GN



QUALITÉ SONORE INÉGALÉE

- Nouvelle puce
- Bande passante étendue à **9,5 kHz**
- Dynamique d'entrée la plus élevée du marché à **116 dB**
- Réducteur de bruits impulsionnels



RECHARGEABILITÉ

- Nouveau chargeur lithium-ion
- **30h d'autonomie**
- **120h** avec le chargeur**
- Nomade
- Indicateurs visuels de charge
- **Mise en route automatique**



PERSONNALISATION MÊME À DISTANCE

- Application Smart 3D : **réglage discret** de l'aide auditive
- Service avant-gardiste d'ajustements **à distance** avec ReSound Assist.



CONNECTIVITÉS

- Large choix de **streamers audio** pour la télévision, la radio, le téléphone,...
- Les connectivités les plus **simples** d'utilisation et les plus **efficaces**.



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président

François Le HER



6 Dossier :

7 Codage de l'intensité :

quels tests privilégier, pourquoi ? comment ?

Céline GUÉMAS

9 Modifications de la tonie chez les malentendants

David COLIN

12 Le temporel et la modulation en amplitude et fréquence : Implications cliniques

Dr. Nicolas WALLAERT

14 Audibilité et intelligibilité

Alexandre GAULT

17 Les différents types de bruit et intelligibilité

Pr Joël DUCOURNEAU, Balbine MAILLOU

22 Tester l'intelligibilité dans le bruit

François DEJEAN

26 Rôle des indices acoustiques dans la compréhension de la parole chez les individus normoentendants et malentendants

Léo VARNET

30 Indices acoustiques et intelligibilité

**Tests phonétiques en audioprothèse : intérêt pour l'adaptation
prothétique ?**

Jehan GUTLEBEN

32 Audition et émotions. Perception et reconnaissance des indices vocaux liés aux émotions

Frédéric REMBAUD

34 Charge cognitive et accès au lexique

Dr. Fanny MEUNIER



38 Veille acouphènes

Traitement acoustique de l'acouphène

PARTIE 2 : Les différentes thérapies sonores

Philippe LURQUIN, G. KAMYSZ



44 Veille technique

Les innovations des industriels

RESOUND, SIGNIA, STARKEY, PHONAK, WIDEX



58 Actualités



62 Annonces

Le Collège National d'Audioprothèse

Les Cahiers de l'Audition, la revue du Collège National d'Audioprothèse

Editeur

Collège National d'Audioprothèse

Président François LE HER

LCA - 20 rue Thérèse

75001 Paris

Tél. 01 42 96 87 77

francoisleher@orange.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ

LCA - 20 rue Thérèse

75001 Paris

Tél. 01 42 96 87 77

acoetz@noos.fr

Rédacteur en chef

Paul AVAN

Faculté de Médecine

Laboratoire de Biophysique

28, Place Henri DUNANT - BP 38

63001 Clermont Ferrand Cedex

Tél. 04 73 17 81 35

paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation

MBQ

Stéphanie BERTET

48 avenue Philippe Auguste

75011 Paris

Tél. 01 43 67 74 48

stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités & annonces

editions-cna@orange.fr

Dépot Légal à date de parution

Novembre/Décembre 2018

Vol. 31 N°6

Imprimé par Simon Graphic

Président Président d'honneur Président d'honneur Secrétaire Général Président d'honneur 1^{er} Vice Président 2^e Vice Président Trésorier Général Trésorier Général adjoint Secrétaire général adjoint Directeur des Cahiers



François LE HER

Xavier RENARD

Eric BIZAGUET

Stéphane LAURENT

Matthieu DEL RIO

Christian RENARD

Eric HANS

Thomas ROY

Frank LEFEVRE

Arnaud COEZ

Membres du Collège National d'Audioprothèse



Charlotte BALET

David COLIN

Hervé BISCHOFF

Jean-Jacques BLANCHET

Xavier DEBRUILLE

François DEJEAN

Jean-Baptiste DELANDE

Xavier DELERCE

Jean-Pierre DUPRET



STÉPHANE GALLEGRO

Stéphane GARNIER

Alexandre GAULT

Grégory GERBAUD

Céline GUEMAS

Jehan GUTLEBEN

Bernard HUGON

Jérôme JILLIOT

Yves LASRY



Yoan NAHMANI

Morgan POTIER

Frédéric REMBAUD

Mathieu ROBIER

Benoit ROY

Philippe THIBAUT

Jean-François VESSON

Alain VINET

Paul-Edouard WATERLOT

Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Patrick ARTHAUD

Jean-Claude AUDRY

Geneviève BIZAGUET

Daniel CHEVILLARD

Ronald DE BOCK

François DEGÔVE



Christine DAGAIN

Charles ELCABACHE

Robert FAGGIANO

Francis FONTANEZ

Maryvonne NICOT-MASSIAS

Claude SANGUY

Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse



Roberto CARLE

Léon DODELE

Bruno LUCARELLI

Philippe LURQUIN

Leonardo MAGNELLI

Philippe ESTOPPEY



Carlos MARTINEZ OSORIO

Thierry RENGLLET

Juan Martinez SAN JOSE

Christoph SCHWOB

Elie EL ZIR
Membre Correspondant étranger associé



Paul AVAN

Comme l'explique l'UNSAF dans le présent numéro, le **reste-à-charge zéro** qui se met en place clôt certaines polémiques qui au-delà du prix des audioprothèses, mettaient en doute le service rendu et la compétence professionnelle des acteurs. Pour autant, sur ces deux derniers plans, ce n'est pas un chèque en blanc que reçoivent les professionnels : ils se sont engagés dans un ambitieux processus de qualité. L'exigence de la nouvelle nomenclature est un premier gage.

Le présent numéro qui reprend les **interventions lors du dernier EPU d'audioprothèse** montre un tableau très innovant des préoccupations des professionnels, avec une ambition affichée de donner à l'exploration auditive des sujets à appareiller une nouvelle dimension ancrée scientifiquement. Les thèmes abordés, que leurs présentateurs ont soigneusement résumé pour nous couvrent des explorations non conventionnelles, qui enrichissent l'approche diagnostique et audioprothétique pour garantir au sujet appareillé une identification correcte de ses difficultés.

Le thème dominant, sans surprise, est **l'audition dans le bruit**, selon le type de bruit ou le type d'indice affecté. Mais des notions comme les distorsions d'intensité, la diplacousie sont traitées ainsi que des aspects plus récemment émergents mais non moins importants pour un auditeur, que sont les indices vocaux traduisant les émotions et l'influence de la charge cognitive sur la réalisation des processus à la base de la compréhension auditive.

Cette approche élargie se retrouvera aussi dans quelques semaines avec le **prochain congrès de l'UNSAF** dont la journée pluridisciplinaire abordera le son dans toutes ses dimensions.

Paul AVAN

REXTON

www.rexton.com



Nouveauté

DISPONIBLE EN FÉVRIER 2019

STELLAR M 8C

LE PLUS PETIT CONTOUR
D'OREILLE CONNECTÉ
& RECHARGEABLE
LITHIUM-ION

Rexton est une marque du Groupe Sivantos GmbH



Stellar M 8C

Made for
iPhone | iPad | iPod

Chargeur Smart
Li-ion Power



Smart Li-ion Power

Smart Dryer Li-ion



LA BEAUTÉ DU SON,
UNE LEÇON DE BEAUTÉ

BIOTONE
TECHNOLOGIE MÉDICALE



Retrouvez-nous aux adresses suivantes : www.biotone.fr - www.shop.biotone.fr



Le mot du Président du Collège

François LE HER



Les statuts et les règles du Collège National d'Audioprothèse, dont je viens d'avoir le grand honneur d'être élu président, ont été inspirés par deux des grands principes de la fonction publique : la dignité et l'intégrité. Pour être éligible au concours de membre du Collège National d'Audioprothèse, les audioprothésistes diplômés d'état doivent se présenter devant une commission de sélection qui doit s'assurer que le candidat répond bien à cette obligation de **dignité** en n'ayant jamais porté atteinte à l'image de marque de la profession. La commission doit ensuite recueillir l'engagement du candidat sur le principe d'**intégrité** imposé par l'association qui lui demande de s'engager à exercer les fonctions qui lui seront confiées de manière désintéressée. Ce n'est qu'après avoir vérifié l'accord du candidat avec ces grandes valeurs que la commission viendra examiner le niveau d'expérience professionnelle de l'impétrant et sa capacité à enseigner dans le domaine de l'audiologie prothétique. L'assemblée générale du Collège National d'Audioprothèse votera ensuite pour sélectionner les meilleurs candidats présentés dans la limite du numéris clausus déterminé par l'ouverture au concours.

En permettant aux jeunes étudiants de profiter de leur expérience d'excellence, les membres du collège National d'Audioprothèse ont choisi de garantir la qualité de l'éducation de nos jeunes diplômés mais aussi de concourir à la formation post universitaire de leurs confrères. Le regroupement des audioprothésistes membres du Collège National d'Audioprothèse permet aux directeurs de l'enseignement préparatoire au Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste de disposer d'un vivier de compétences garanties par le Collège comme en parfaite adéquation avec le détail du programme d'enseignement de l'audioprothèse, matière de base de notre profession.

Le C.N.A. a aussi pour mandat statutaire de veiller à la qualité technique, scientifique, pédagogique et déontologique de l'exercice de la profession d'audioprothésiste. Il doit pour cela assurer la représentation et la défense des intérêts déontologiques et moraux de la profession d'audioprothésiste.

Comme garant de cette moralité, le Collège National d'Audioprothèse doit donc aussi protéger le public qui fait appel aux services professionnels d'un audioprothésiste sur notre territoire national. Cet objectif doit le conduire à tout mettre en œuvre pour s'assurer que chaque

Audioprothésiste diplômé d'état exerçant sur le territoire national se conforme à la réglementation qui régit sa pratique en exerçant celle-ci dans un cadre esthétique et déontologique. En gérant la formation post universitaire de la profession le Collège National d'Audioprothèse participe, sans nul doute, à la recherche d'une meilleure qualité de soins pour les patients malentendants.

Dans un monde où la transparence est un gage de sérénité, de qualité et de sécurité des soins pour les patients, sans pour autant rechercher à suppléer au rôle essentiel des syndicats professionnels, le Collège National d'Audioprothèse se veut être l'organisation associative à vocation ordinaire de référence pour le métier d'audioprothésiste. C'est parce qu'il est entièrement indépendant de tout engagement socioéconomique que cet organisme représente la valeur convergente de l'ensemble des professionnels de santé diplômés en Audioprothèse sur notre territoire. C'est donc dans cette structure que nous voulons que vous puissiez vous reconnaître.

C'est pour cela que j'ai souhaité que le Collège National d'Audioprothèse puisse aller plus loin dans son action pour montrer aux pouvoirs publics qu'il est bien l'organisme susceptible de rassembler le plus grand nombre d'audioprothésiste en France indépendamment de toute appartenance syndicale ou économique.

C'est dans cet objectif et en accord avec mes administrateurs que j'ai décidé de mettre en place le concept d'une université virtuelle à laquelle chaque confrère légalement diplômé sur notre territoire national pourra adhérer sans aucun engagement financier, uniquement parce qu'il soutient et partage nos valeurs qui sont :

LE RESPECT en considérant chacune des personnes avec qui vous allez interagir avec empathie, écoute et diligence.

L'INTÉGRITÉ en agissant de façon honnête pour préserver la confiance du public.

LA RIGUEUR PROFESSIONNELLE en utilisant toute la compétence nécessaire pour offrir des services de qualité et ce conformément aux dernières techniques disponibles dans le domaine de l'audiologie prothétique.

Nous vous demandons donc de nous assurer de votre soutien en faisant votre demande d'inscription auprès du secrétariat du Collège National d'Audioprothèse : secretariat-cna@ant-congres.com

**François
LE HER**
Audioprothésiste D.E.
Président du
Collège National
d'Audioprothèse



> **Dossier**

Communications
présentées
lors de l'EPU 2018



Codage de l'intensité : quels tests privilégier, pourquoi ? comment ?

Céline GUÉMAS Audioprothésiste DE - Membre Actif du Collège National d'Audioprothèse
Membre de l'Association Française des Équipes Pluridisciplinaires en Acouphénologie

L'objet de cet article est de vous inviter à une réflexion sur nos pratiques. Quels tests réaliser lors du bilan d'orientation prothétique, BOP, comment les réaliser et pourquoi ? Il en résultera un certain nombre de préconisations, non exhaustives, que nous envisagerons comme un guide initial de bonnes pratiques pour la prise en charge de notre patient. Certes, chaque patient est unique, sa prise en charge sera donc de fait individualisée, mais mettre en place une prise en charge « normalisée » quant aux tests réalisés permet de limiter les biais liés au caractère subjectif et « opérateur dépendant » de ces tests. Ainsi, pour l'ensemble des tests effectués, chercherons nous à obtenir des résultats reproductibles afin qu'une expérience répétée dans des circonstances similaires en faisant varier un des paramètres, comme le patient, produise des résultats stables et donc comparables. Cette reproductibilité des mesures sera considérée comme bonne dans le cadre d'une même méthodologie mais deviendrait aléatoire si les testeurs ne recherchaient pas le même niveau de référence. L'audiométrie tonale liminaire est la « porte d'entrée » de ce B.O.P. En 1959, Carhart et Jerger s'associent pour préconiser une méthodologie de recherche des seuils tonals « ... afin d'inciter les cliniciens à normaliser leurs pratiques en adoptant les caractéristiques de base de la technique de Hughson - Westlake »⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾. Les auteurs recommandent de rechercher le seuil grâce à une procédure d'encadrement : les consignes doivent être claires, le sujet pleinement conscient de la tâche à accomplir, on débute à 1 kHz à un niveau facilement détectable, on teste les fréquences intermédiaires, on utilise un son pulsé. L'intensité est diminuée jusqu'à ce que le signal soit inaudible puis augmentée par pallier de 5 dB. On adaptera la vitesse de passation à notre patient. Cette technique pourra être retenue pour la mesure des seuils en conduction osseuse. Comme pour la recherche du seuil tonal liminaire, les seuils supraliminaires se mesureront avec le même souci de recueil de valeurs normatives ; on utilisera donc la même consigne, le même vocable pour l'ensemble de nos patients. Ces mesures supra liminaires permettent d'avoir une allure globale de la courbe de croissance de sonie, particulièrement la mesure des seuils de confort. Grâce à ces mesures nous saurons dans quelle typologie de surdité classer la perte auditive de notre patient ; Ces mesures contribueront au choix de l'appareillage et au traitement de la dynamique qui dépendra des résultats obtenus. La prescription d'appareillage, quelle que soit la méthode d'approche prothétique, doit reposer sur la comparaison entre le champ auditif résiduel du patient et celui du bien entendant. Pour une meilleure reproductibilité, nous vous invitons à rechercher le seuil de confort haut : C. Elberling étudie, en 1994, la reproductibilité des différents seuils de confort et conclut que le MCL High est le niveau confortable le plus reproductible⁽⁴⁾. Ce seuil peut être assimilé au Niveau Limite du Champ Auditif Conversationnel, NLCC, décrit par Le Her en 1988 dans sa méthodologie CTM. On pourra, à cette fin de recherche du seuil de confort haut, utiliser la consigne proposée dans la méthodologie CTM : « Vous allez entendre des sons qui sont des morceaux de paroles découpés en petites tranches, vous devez me signaler le moment où ces morceaux de paroles vous semblent devenir trop forts par rapport à un niveau normal de

conversation »⁽⁵⁾. Concernant la recherche du seuil d'inconfort, il faudra choisir, dans un premier temps, quel seuil d'inconfort vous souhaitez recueillir (Inconfort initial, notoire ou extrême), valider la procédure de passation (seuil ascendant à passage simple ou multiple), le type de stimuli (sons purs continus, pulsés ou vobulés, bandes étroites, bandes larges, etc.) puis s'y tenir ! La procédure de passation des tests devra être claire, reproductible et efficace. Parmi les différentes procédures, nous avons retenu celle du SSI (Seuil Subjectif d'Inconfort) décrite par WALLENFELS en 1967 et reprise par RENARD en 1979⁽⁶⁾⁽⁷⁾. Les auteurs préconisent de ne pas demander la participation active du patient afin de limiter les facteurs pouvant entraîner des biais. La recherche de seuils est basée sur l'observation totale et minutieuse des muscles du faciès du patient et de son comportement général. La passation se fait de manière ascendante, oreille par oreille. En 2011, Delande J.B. & Laurent S. proposent de mesurer les SSI aux inserts avec des signaux vobulés pulsés.⁽⁸⁾

La consigne proposée est la suivante : « Je vais vous faire entendre les mêmes sons que lors du test précédent (seuil liminaire) mais à un niveau beaucoup plus fort pour vérifier que vous entendez bien. » « En aucune façon, votre perception sera douloureuse mais elle sera simplement très forte. » Notons que pour Dillon, il vaut mieux utiliser des seuils d'inconfort (UCL) statistiques que des UCL mal mesurés. Cependant, dans 20% des cas, l'OSPL 90 est hors de ces valeurs statistiques. Il conseille donc d'évaluer l'OSPL 90 et de s'assurer que le réglage de l'appareillage, basé sur des valeurs statistiques, est bien en adéquation avec les valeurs recueillies⁽⁹⁾. Ces mesures supraliminaires ont pour vertu de s'intéresser à la pathologie du patient : ce sont des mesures d'observance qui sont en lien avec l'effet que cela produit sur le ressenti global du patient quant à sa prise en charge, elles accompagnent le discours tenu au patient afin de lui proposer un projet de réhabilitation audio prothétique cohérent. Enfin, le traitement de la dynamique va dépendre de ces tests supraliminaires réalisés lors du bilan d'orientation prothétique. Pour atteindre ces vertus, nous vous recommandons de pratiquer ces seuils sur un maximum de sujets afin d'acquérir un sens clinique.

- (1) Carhart R. (1947) Selection of hearing aids. Arch Otolaryngol 44:1-18.
- (2) Carhart R., Jeger JF (1959) Preferred method for clinical determination of pure tone threshold, J. Speech Hear. Disord. 1959 ; 24 : 330-345
- (3) Hughson W., Westlake H. Manual for program outline for rehabilitation of aural casualties both military and civilian. Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol. 1944 ; 48 : 1-15.
- (4) Elberling C. (1999) Loudness scaling revisited. J Am Acad Audiol 10:248-260.
- (5) Le Her F. (1988) Une méthode supraliminaire d'approche prothétique « La méthode C.T.M. » Les Cahiers de l'Audition. 1988. 2 (2) : p 25-38
- (6) Wallenfels H. (1967) Hearing Aids on Prescription. Springfield, IL/ Charles Thomas.
- (7) Précis d'Audioprothèse : L'appareillage de l'adulte Tome 1 Le bilan d'orientation Prothétique p121 et Tome 2 Le Choix Prothétique.
- (8) Delande J.B., Laurent S. (2011) Le bilan d'orientation prothétique tonal : liminaire et supraliminaire Les Cahiers de l'Audition Volume 25 - Numéro double 2012 - Numéro 1 p 50-54
- (9) Dillon, 2001, Hearing Aids, OSPL 90 prescription 9.6.3 p 272

WIDEX TV PLAY™

STAY CONNECTED



WIDEX TV PLAY™ est un nouvel accessoire qui permet à vos patients de profiter d'un son télévisé exceptionnel, comme jamais auparavant. Avec TV PLAY™, vos patients peuvent profiter des moments télévisés importants pour eux. Il leur suffit simplement de se connecter.



reddot award 2018
winner

- Un design élégant et discret
- Le son de la télévision diffusé directement dans les aides auditives
- Un son d'une extrême qualité
- Compatible avec WIDEX FUSION 2
- Contrôle facile via l'application EVOKE
- Une installation simple

LES GRANDS MOMENTS TÉLÉVISÉS MÉRITENT LE MEILLEUR SON



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. Décembre 2018. RCS Evry 967201146. FR 61967201146. App Store est une marque déposée de Apple Inc., enregistrée aux Etats-Unis et dans les autres payes. Google Play est une marque commerciales de Google Inc



Modifications de la tonie chez les malentendants

David COLIN Audioprothésiste D.E. - Docteur en Neurosciences (PhD)

Responsable des études d'audioprothèse, LYON I

david.colin@univ-lyon1.fr

Pour étudier les modifications de perception de la hauteur tonale chez les malentendants, le plus simple est d'étudier la perception chez des sujets présentant une surdité unilatérale. Il est alors possible de comparer la perception de la bonne et de la mauvaise oreille. Ceci s'apparente alors à une mesure de la diplacousie.

Il existe trois types de diplacousie. La diplacousie binaurale dysharmonique est la plus fréquente. Elle correspond à une perception de la hauteur du son différente entre l'oreille droite et l'oreille gauche. Le second type est la diplacousie dysharmonique monaurale. Dans ce cas le patient perçoit un son pur comme un son complexe constitué de plusieurs sons. Dans ce type de diplacousie, la recherche des zones inertes cochléaires est fortement conseillée. Le troisième type est la diplacousie binaurale avec écho. Dans ce cas, il existe un délai de perception entre les deux oreilles. Ces deux derniers types de diplacousie sont beaucoup plus rares et sont surtout décrits dans la littérature par des études de cas. Nous allons nous intéresser dans cet article à la forme la plus fréquente, la diplacousie binaurale dysharmonique.

La diplacousie est peu recherchée en clinique. On pense à tort que c'est un phénomène rare et pourtant il est beaucoup plus fréquent que l'on peut l'imaginer. Bien souvent cette diplacousie n'est pas clairement identifiée par le malentendant et passe inaperçue. La perception peut être différente sur les deux oreilles mais le système nerveux central fusionne les informations provenant des deux oreilles pour n'en faire qu'une seule. Les études montrent d'ailleurs qu'une différence de hauteur tonale de 1 à 4 % est souvent mesurée chez des normo-entendants (Albers et Wilson 1968 ; Burns, 1982 ; Ogura, 2003). Chez les malentendants, ces écarts peuvent être beaucoup plus importants. En particulier, dans le cas de surdité asymétriques, Robinson et al. (1975) mesurent 5 cas de diplacousie sur 7 sujets. Tandis que Gaeth et Norris (1965) observent une diplacousie sur les 5 patients présentant une surdité asymétrique qu'ils testent. Pour notre part, nous avons réalisé une étude sur la diplacousie comportant 43 malentendants que nous allons vous résumer ci-dessous (Colin, Micheyl, Girod, Truy, Gallégo ; 2016)

1

Surdité asymétrique et diplacousie

Pour mesurer la diplacousie, nous avons utilisé une méthode de comparaison entre les deux oreilles. Le sujet devait nous indiquer si le son lui paraissait plus aigu du côté droit ou du côté gauche. Nous avons utilisé des sons purs espacés de 1/16 d'octave dans une bande de fréquences de + ou - 1/4 d'octave autour d'une fréquence de référence. La perception de l'intensité est équilibrée entre les deux oreilles. Ces comparaisons sont répétées 10 fois. Ce qui nous permet d'établir une fonction psychométrique et de trouver le point d'équilibre de perception de la hauteur entre les deux oreilles.

Nous avons effectué ces mesures avec comme fréquence de référence, la fréquence de coupure de la perte auditive (entre 1 kHz et 3 kHz) afin d'avoir la meilleure audition possible sur l'oreille de référence. Nous avons également mesuré la diplacousie à une fréquence plus grave (500 Hz) car les mécanismes de perception de la hauteur et de fusion sont différents.

Nous avons ainsi trouvé un décalage de perception significatif chez 28 des 43 sujets testés. 5 patients présentaient un décalage supérieur à 1/4 d'octave. La perception est majoritairement plus aiguë sur la plus mauvaise oreille (figure 1). Avec une fréquence de 500 Hz, nous avons également trouvé 24 cas significatifs de diplacousie mais le décalage est moins important, seul un quart des sujets présentent un décalage supérieur à 7% de la fréquence de référence. La corrélation entre le décalage de perception de la hauteur et la différence de perte auditive entre les deux oreilles est significative mais n'explique qu'en partie les résultats ($r^2 = 0.2$, $p = 0.003$).

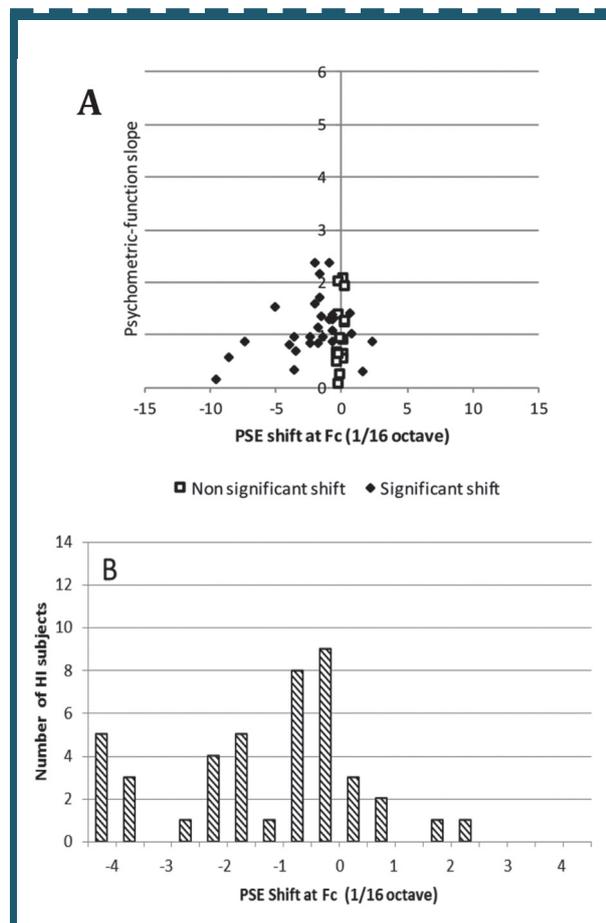


Figure 1 : A. Point d'équilibre entre les deux oreilles de perception de la hauteur tonale (PSE Shift). B. Distribution des points d'équilibre de perception entre les deux oreilles.



2

Explications possibles de la diplacousie

L'intensité des sons peut avoir une influence sur la perception tonale. Lorsqu'il y a une surdité asymétrique les sons arrivent à des intensités différentes sur les deux oreilles. Lors de notre étude sur la diplacousie, nous avons équilibré les sons en perception mais leur intensité absolue est différente sur l'oreille de référence et sur la mauvaise oreille. En 1986, Burns mesure l'influence de l'intensité sur la perception de la hauteur tonale, chez des normo-entendants, il trouve un écart maximal de 3 % de la fréquence de référence pour une différence d'intensité de 40 dB. Pour des malentendants cette différence peut aller jusqu'à 6%. Si l'intensité joue un rôle, les décalages observés dans notre étude sont bien supérieurs aux décalages liés uniquement à l'intensité.

Une autre explication possible serait une modification de la carte tonotopique chez les malentendants. Plusieurs études ont établi une carte tonotopique chez le chinchilla (Müller et Smolders, 2005 ; Rhode et Recio, 2000 ; Müller et al. 2010 ; Henrys, 2016). Lorsqu'il y a des dommages cochléaires, cette carte tonotopique semble se décaler d'environ une demi octave. Cette modification pourrait venir des modifications du pic de résonances de la membrane basilaire lorsque les cellules ciliées externes sont touchées.

La plasticité du système auditif peut également avoir un impact sur la perception de la hauteur tonale. Plusieurs études observent des modifications des cartes tonotopiques chez l'animal suite à des traumatismes sonores (Norena et Eggermont, 2005).

La prévalence de la diplacousie semble sous-estimée. La moitié des sujets présentent un décalage supérieur à 1/2 ton. La corrélation avec la différence de perte à droite et à gauche est significative mais n'explique pas entièrement la variabilité des résultats. La perception est majoritairement plus aiguë sur la mauvaise oreille. Ces résultats semblent être en contradiction avec un codage purement temporel du son et la biomécanique cochléaire semble jouer un rôle.

Ce décalage de perception de la hauteur entre les deux oreilles pourrait expliquer les difficultés de compréhension et en particulier pour la compréhension dans le bruit de certains de nos patients malentendants lorsque les informations des deux oreilles ne fusionnent pas ou fusionnent mal.

Lina Reiss et al. (2017) ont mesuré la fusion de la hauteur tonale chez des sujets normo-entendants et des sujets malentendants. La fusion semble se faire pour des écarts allant jusqu'à 7-15% de la fréquence chez des sujets normo-entendants (soit environ 1/2 ton). Chez les malentendants, cette « fusion » est dégradée et peut se faire sur des bandes de fréquences allant de 1 ton à 4 octaves. Certains malentendants sont ainsi incapables d'indiquer si les sons sur les deux oreilles sont différents ou identiques. Ce qui explique pourquoi très peu de malentendants se plaignent d'avoir une perception différente sur chaque oreille et pourquoi la diplacousie passe souvent inaperçue.

En tant qu'audioprothésiste, nous avons assez peu de possibilités d'agir sur la diplacousie. Les algorithmes de compression fréquentielle offrent une solution qui est encore trop peu précise et les réglages seraient complexes car la diplacousie n'est pas « linéaire ». Cependant, au vu des résultats sur la diplacousie, il ne paraît pas inconcevable de régler les algorithmes d'abaissement fréquentiel d'une façon différente sur chacune des deux oreilles à condition de vérifier que cela ne dégrade pas l'intelligibilité.

Pour se faire, on conseillera fortement des tests de logatomes pour éviter au maximum la suppléance mentale. Un autre élément à prendre en compte lorsque l'on va régler des appareils auditifs dans le cas de diplacousie et plus généralement dans le cas de surdités asymétriques, est le rôle de l'oreille « dominante ». Lina Reiss et al. (2016) établissent que pour la fusion de voyelles, il peut y avoir dans un certain nombre de cas, un effet délétère de la mauvaise oreille et des effets d'interférences entre les deux oreilles. Dans ce cas, il est conseillé de sous corriger la mauvaise oreille ou dans certains cas de préférer un appareillage monaural.

3

Modifications de la perception de la tonie dans le cas de surdités symétriques

La mesure de la diplacousie permet de comparer la perception de la hauteur tonale entre les deux oreilles mais la tonie peut également être modifiée d'une façon symétrique. Pour essayer d'observer cela, nous avons mesuré la perception de la hauteur tonale par une méthode catégorielle (de très grave à très aigu) chez 40 malentendants présentant une surdité de type presbycusis (Mémoire Marie Roux 2013). Les résultats laissent à penser que les sons paraissent plus aigus pour la majorité des malentendants par rapport aux normo-entendants (figure 2). A titre d'exemple, les normo-entendants vont percevoir un son comme étant aigu en moyenne pour une fréquence d'environ 4kHz alors que les malentendants vont trouver ces sons aigus pour une fréquence moyenne de 3kHz. D'autre part, il semblerait que cette perception se modifie avec le port des appareils auditifs. En effet, nous avons également testé 17 malentendants lors de leur premier appareillage et un mois après. Les sons paraissaient alors moins aigus après un mois d'appareillage.

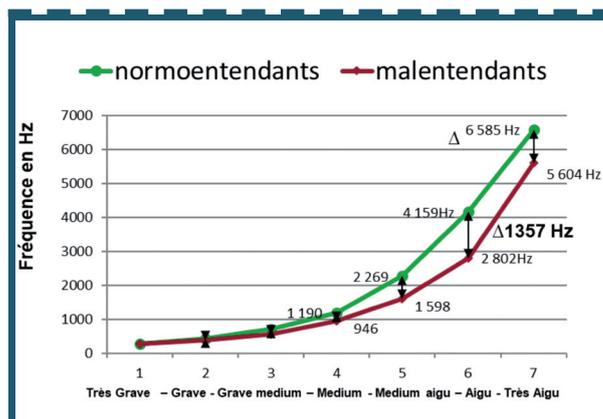


Figure 2 : Perception catégorielle de la hauteur tonale des normo-entendants (en vert) et des malentendants (en bordeaux)

Ces observations sont en accord avec ce que nous observons chaque jour, lorsque nous appareillons un malentendant pour la première fois. Ils trouvent souvent les sons trop aigus dans un premier temps puis s'habituent progressivement. Ce phénomène s'explique sans doute par des phénomènes de plasticité de privation avant appareillage puis de plasticité de réhabilitation dans un second temps. Cependant, il est fort probable que la biomécanique cochléaire joue également un rôle important, d'autant que lors d'une réhabilitation auditive, les « intensités absolues » sont relativement élevées.



Références

Albers GD, Wilson WH. (1968) Diplacusis I: Historical review. Arch Otolaryngol. 1968;87(6):600-603.

Burns EM. (1982) Pure-tone anomalies. I. Pitch-intensity effects and diplacusis in normal ears. J Acoust Soc Am. 72(5):1394-402.

Burns EM, Turner C. (1986) Pure-tone pitch anomalies. II. Pitch-intensity effects and diplacusis in impaired ears. J Acoust Soc Am. 79(5):1530-40.

Colin D, Micheyl C, Girod A, Truy E, Gallégo S. (2016) Binaural Diplacusis and Its Relationship with Hearing-Threshold Asymmetry. PLoS One. 2016 Aug 18;11(8):e0159975.

Gaeth JH, Norris TW. (1965) Diplacusis in unilateral high frequency hearing losses. J Speech Hear Res. 8:63-65.

Henry KS, Kale S, Heinz MG. (2016) Distorted tonotopic coding of temporal envelope and fine structure with noise-induced hearing loss. J Neurosci. 36(7):2227-2237.

Müller M, Hoidis S, Smolders JW. (2010) A physiological frequency-position map of the chinchilla cochlea. Hear Res. 268(1-2):184-93.

Noreña AJ1, Eggermont JJ. (2005) Enriched acoustic environment after noise trauma reduces hearing loss and prevents cortical map reorganization. J Neurosci. 2005 Jan 19;25(3):699-705.

Ogura M, Kawase T, Kohayashi T, Suzuki Y. (2003) Modified binaural pitch-matching test for the assessment of diplacusis. Int J Audiol. 42(6):297-302.

Oh Y1, Reiss LAJ1. (2017) Binaural pitch fusion: Pitch averaging and dominance in hearing-impaired listeners with broad fusion. J Acoust Soc Am. 2017 Aug;142(2):780. doi: 10.1121/1.4997190.

Reiss LA1, Eggleston JL2, Walker EP2, Oh Y2. (2016) Two Ears Are Not Always Better than One: Mandatory Vowel Fusion Across Spectrally Mismatched Ears in Hearing-Impaired Listeners. J Assoc Res Otolaryngol. 2016 Aug;17(4):341-56. doi: 10.1007/s10162-016-0570-z. Epub 2016 May 24.

Robinson DO, John H Gaeth JH. (1975) Diplacusis associated with bilateral high frequency hearing loss. J Speech Hear Res. 18(1):5-16.

Audilab, un réseau qui apporte à vos patients, une prise en charge de qualité.



DES VALEURS RECONNUES

Depuis 5 ans, Audilab est l'unique réseau d'audioprothésistes à détenir 3 certifications (ISO 9001, ISO 14001 et NF Service 518) qui affichent de façon objective la prise en charge optimale des patients.

DES VALEURS COMMUNES

Le réseau, composé de plus de 180 centres, est dirigé par des audioprothésistes associés pour favoriser le partage des expériences et la montée en compétences par des sessions de formation.

DES VALEURS NOVATRICES

Les centres sont équipés des toutes récentes innovations technologiques et profitent en permanence des dernières évolutions pour garantir des méthodes d'appareillage des plus précises.

DES VALEURS PARTAGÉES

Les services mis à disposition libèrent les audioprothésistes associés de lourdes contraintes administratives et de gestion, leur permettant de se concentrer sur leur cœur de métier.

Audioprothésistes, si vous vous retrouvez dans ces valeurs, contactez-nous en toute confidentialité :
02 47 64 64 20 | direction@audilab.fr



Retrouvez nous sur
www.audilab.fr

RÉSEAU
Audilab

Le temporel et la modulation en amplitude et fréquence : implications cliniques

Dr. Nicolas WALLAERT Audioprothésiste D.E. - Audiologiste M.Sc - Ingénieur en Acoustique - Docteur en Neurosciences (PhD)

1. Laboratoire des systèmes perceptifs, Département d'études cognitives, Ecole Normale Supérieure, Université Paris Sciences & Lettres, CNRS, 75005 Paris, France

2. Laboratoire d'audioprothèse Auditis, Reims, France

3. Service ORL, Equipe Audition, Clinique de Champagne, CHU de Reims, France

E-mail : nicolas.wallaert@ens.fr

1

Rôle des indices d'AM et de FM Impact de l'âge et de la perte auditive sur les modulations temporelles

Les signaux de communication, dont la parole, contiennent des modulations relativement lentes (<5-10Hz) d'amplitude (AM) et de fréquence (FM). Ces modulations jouent un rôle crucial pour l'identification de la parole dans le silence et en environnement bruyant (e.g. Shannon et al., 1995; Smith et al., 2002).

Les mécanismes utilisés pour encoder l'AM et la FM d'un point de vue neural font encore l'objet de débats. D'une part, l'AM et la FM partageraient un code commun basé sur des variations du taux de décharges dans le nerf auditif, appelé indice de pattern d'excitation ou enveloppe temporelle (Zwicker, 1952; Maiwald, 1967; Saberi & Hafner, 1995). D'autre part, la FM pourrait être encodée à basse cadence de modulation et à basse fréquence porteuse par un mécanisme purement temporel, dénommé phase locking (propriété des fibres auditives à produire des potentiels d'action synchronisés avec la phase de la stimulation acoustique).

De nombreuses études ont démontré que le vieillissement et la perte auditive neurosensorielle peuvent affecter substantiellement les capacités des sujets à utiliser les indices d'AM et de FM. Ainsi, une perte auditive neurosensorielle dégrade significativement la capacité à détecter une FM (pour une revue, voir Moore, 2014), tandis qu'elle améliore les capacités de détection d'une AM, par recrutement de sonie, quelle que soit la cadence de modulation. A l'inverse, l'âge aurait un effet délétère, modeste mais significatif, tant sur la détection d'AM que de FM, pour des cadences de modulation relativement lentes toutefois (e.g. Wallaert; 2016). D'un point de vue clinique, le bilan d'orientation prothétique se base couramment sur une audiométrie tonale et vocale, qui ne renseigne que très partiellement sur l'existence de troubles auditifs supraliminaires. Face à une forte variabilité interindividuelle

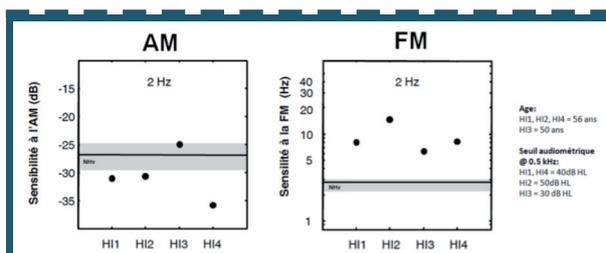


Figure 1 : Seuils de détection d'AM (panel de gauche) et de FM (panel de droite) de 4 sujets malentendants pouvant être appariés en termes d'âge ou de seuil audiométrique à la fréquence testée. L'évaluation de la sensibilité à l'AM et la FM des patients permet d'établir leur «profil auditif».

dans la sensibilité à l'AM et la FM (cf. Figure 1), l'audition doit être caractérisée finement dans le domaine temporel pour investiguer l'intégrité du système auditif des patients, et préciser: i/ les effets du vieillissement; ii/ les effets d'une perte auditive cochléaire; iii/ l'existence d'éventuelles pertes auditives cachées (ou synapthopathie cochléaire); iv/ l'impact d'une exposition traumatique au bruit.

L'évaluation de la sensibilité à l'AM et la FM chez les patients peut être réalisée relativement rapidement (10 min), de façon automatisée, via une plateforme nommée Intellitest (Matlab), disponible en téléchargement sur le site du Laboratoire (<https://lsp.dec.ens.fr/member/1081/nicolas-wallaert>). De façon à investiguer les deux codes utilisés pour la détection des modulations temporelles (indices temporels et de pattern d'excitation), nous suggérons d'évaluer la capacité des patients à détecter une AM et une FM à basse cadence de modulation (e.g. Fm = 2 Hz) et basse fréquence porteuse (e.g. Fc = 500 Hz).

2

Implication d'un déficit d'AM et de FM pour l'appareillage auditif

Malheureusement, les déficits d'AM ou de FM ne peuvent être compensés directement par les algorithmes actuellement implémentés par les industriels de la prothèse auditive. L'appareillage auditif peut toutefois améliorer indirectement la perception des modulations temporelles par l'adoption : i/ de microphones directionnels (amélioration du RS/B, bénéfique pour l'intelligibilité quelle que soit la nature du déficit observé); ii/ d'algorithmes de réduction de bruit, qui, si ils ne permettent pas d'améliorer significativement l'intelligibilité dans le bruit (Alcantara et al, 2003, Ives et al., 2013), permettent de limiter l'effort d'écoute (Sarampali et al. 2009).

La sensibilité à l'AM et la FM des patients pourrait être utilisée pour ajuster les constantes de temps des algorithmes de compression utilisés dans les aides auditives.

Les aides auditives actuelles utilisent des algorithmes de compression multi-bandes pour compenser les effets du recrutement de sonie. Habituellement, le signal est filtré sur différentes bandes de fréquences et le gain appliqué au signal dans chaque bande est inversement relié au niveau d'entrée, de façon à amplifier plus fortement les sons faibles que les sons forts. Si le gain change rapidement en réponse à une variation du niveau d'entrée, la compression est dite rapide, par opposition à une variation lente du gain (compression lente). Les constantes de temps utilisées dans les prothèses actuelles varient sensiblement en fonction des industriels, mais certains fabricants permettent d'ajuster la rapidité de la compression.

Les compressions lentes et rapides ont chacune des avantages et des inconvénients.



Le recrutement de sonie résulte d'une perte des mécanismes actifs cochléaires et de la compression rapide cochléaire. Par conséquent, des constantes de temps rapides pourraient permettre de compenser le recrutement plus efficacement que des constantes de temps lentes, et permettraient de produire une perception des modulations plus proches de la «norme». De plus, une compression rapide permet d'augmenter rapidement le gain en réponse à une diminution brusque du niveau d'intensité, de façon à maximiser l'audibilité des sons les plus faibles (par exemple l'audibilité d'une consonne prononcée secondairement à une voyelle fortement énergétique).

Toutefois, les algorithmes de compression rapide introduisent des distorsions de l'AM et créent une diminution de la profondeur de modulation globale. Par ailleurs, les algorithmes de compression avec des constantes de temps rapides engendrent une réduction du contraste spectral, et ce de façon d'autant plus importante que le nombre de bandes est élevé, ce qui peut contraindre l'identification de voyelles par exemple (Bor et al. 2008). Pour finir, les compressions rapides engendrent de la modulation croisée lorsque le signal d'intérêt et le bruit interfèrent sont présentés simultanément. L'ajustement automatique du gain réalisé par une compression rapide au sein d'une bande est appliqué tant sur le signal d'intérêt que sur le bruit interférent, de sorte que les enveloppes du signal d'intérêt et du bruit masquant deviennent partiellement corrélées (Stone et Moore, 2004, 2007). La modulation croisée peut engendrer des difficultés de compréhension pour dissocier la parole du bruit ambiant. Il en résulte une augmentation de l'effort d'écoute (Stone et al. 2009).

Les compressions lentes présentent l'avantage d'engendrer une distorsion minimale de l'enveloppe et minimisent la réduction des contrastes spectraux. La modulation croisée entre le signal d'intérêt et le bruit masquant est également réduite. Toutefois, l'audibilité des portions faiblement énergétiques du signal est limitée comparativement aux constantes de temps rapides et le recrutement de sonie n'est que compensé partiellement.

En pratique, la préférence des sujets pour les constantes de temps lentes et rapides sont variables. Ces différences interindividuelles dans les choix des paramètres de compression pourraient potentiellement être reliées à la sensibilité à la FM (e.g. Moore, 2014).

Les patients appareillés ayant une bonne sensibilité à la FM devraient pouvoir supporter les changements d'enveloppe induit par une compression rapide et pourraient ainsi bénéficier d'une audibilité accrue des parties faiblement énergétiques du signal acoustique.

A l'inverse, les personnes présentant un déficit de FM significatif utilisent très probablement davantage les indices d'AM et seraient donc très fortement gênées par l'adoption d'une compression rapide. Pour ces raisons, les personnes présentant un déficit de FM bénéficieraient très probablement plus d'une compression lente que d'une compression rapide.

3

Utilisation de la sensibilité à l'AM et la FM pour le suivi des populations à risque

Le suivi auditif des patients exposés au bruit professionnellement repose actuellement sur l'audiométrie tonale liminaire. Des travaux chez l'animal ont montré qu'une exposition au bruit pouvait entraîner l'apparition de synaptopathies cochléaires irrémédiables, malgré une élévation transitoire des seuils auditifs liminaires (Lieberman et Kujawa, 2017). L'extrapolation à l'humain suggère que l'exposition au bruit pourrait entraîner des lésions non détectables par l'audiométrie tonale

liminaire réalisée à distance de l'exposition au bruit, communément appelées « pertes auditives cachées » ou « hidden hearing loss ».

Les synaptopathies cochléaires provoquent une diminution du nombre de fibres auditives afférentes connectées à une cellule sensorielle auditive donnée. A basse cadence de modulation et basse fréquence porteuse, la capacité à détecter une variation de la fréquence d'un son est dépendante du mécanisme temporel (phase locking). Toutefois, pour obtenir une information exploitable, l'activité de plusieurs fibres doit être combinée en raison de l'activité stochastique des fibres auditives. La diminution du nombre de fibres auditives à partir desquelles l'information est extraite dégraderait ce codage temporel de la fréquence, consécutivement à la synaptopathie cochléaire.

Vansson et al. (2018) ont mesuré les capacités auditives de 35 sujets normo-entendants exposés au bruit en fonction de l'ancienneté de l'exposition au bruit. Les résultats montrent que les sujets ayant les expositions au bruit les plus longues présentent des scores d'identification de parole en environnement bruyant affaiblis et une dégradation de leur capacité à détecter une modulation de fréquence. Ces résultats, compatibles avec l'hypothèse d'une éventuelle synaptopathie cochléaire chez l'homme, suggèrent que les mesures de sensibilité à la FM peuvent être utilisées dans le suivi des populations à risque. De plus, la confirmation de l'existence de synaptopathies chez l'homme : i/ imposerait une refonte des normes d'exposition et de protection des sujets exposés au bruit; ii/ nécessiterait de compléter les bilans audiométriques (audiométrie tonale liminaire) par des mesures de la sensibilité auditive aux indices temporels.

Références

- Alcántara, J. I., Moore, B. C., Kühnel, V., & Launer, S. (2003). Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid: *International Journal of Audiology*, 42(1), 34–42.
- Ives, D. T., Kalluri, S., Strelcyk, O., Sheft, S., Miermont, F., Coez, A., Bizaguet, E., Lorenzi, C. (2014). Effects of noise reduction on AM perception for hearing-impaired listeners. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 15(5), 839–848.
- Lieberman MC, Kujawa SG. Cochlear synaptopathy in acquired sensorineural hearing loss: Manifestations and mechanisms. *Hear Res*. 2017; 349:138-47.
- Maiwald, D. (1967). Die berechnung von modulations schwellen mit hilfe eines funktions schemas. *Acustica*, 18(193).
- Moore, B. C. (2014). *Auditory processing of temporal fine structure: Effects of age and hearing loss*. World Scientific.
- Rees, A., & Malmierca, M. S. (2005). Processing of dynamic spectral properties of sounds. *International review of neurobiology*, 70, 299-330.
- Saber, K., & Hafter, E. R. (1995). A common neural code for frequency-and amplitude-modulated sounds. *Nature*, 374(6522), 537.
- Sarampalis, A., Kalluri, S., Edwards, B., & Hafter, E. (2009). Objective measures of listening effort: Effects of background noise and noise reduction. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 52(5), 1230-1240.
- Shannon, R. V., Zeng, F.-G., Kamath, V., Wygonski, J., & Ekelid, M. (1995). Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 270(5234), 303.
- Smith, Z. M., Delgutte, B., & Oxenham, A. J. (2002). Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature*, 416(6876), 87–90.
- Vansson, E., Cassou, L., Rajoelison, N., Paraouty, N., Wallaert, N., Lorenzi, C., Bouy, J.-C., Suied, S., Fux, T., Andeol, G., Toward a complement to audiometry for the auditory follow-up in the military, *Médecine et Armée*, 2018, in press
- Wallaert, N., Moore, B. C., & Lorenzi, C. (2016). Comparing the effects of age on amplitude modulation and frequency modulation detection. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 139(6), 3088-3096.
- Zeng, F. G., Nie, K., Stickney, G. S., Kong, Y. Y., Vongphoe, M., Bhargava, A., ... & Cao, K. (2005). Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(7), 2293-2298.
- Zwicker, E. (1952). Die Grenzen der Hörbarkeit der Amplitudenmodulation und der Frequenz-modulation eines Tones. *Acta Acustica United With Acustica*, 2(3), 125-133.

Audibilité et intelligibilité

Alexandre GAULT Ingénieur Acoustique - Audioprothésiste DE

Comme évoqué par Christophe Micheyl dans la première partie de cette intervention, restaurer une bonne intelligibilité de la parole est un des principaux objectifs de l'adaptation audioprothétique.

Pour cette raison primordiale, les méthodologies d'adaptation se basent sur des modèles dont le but est de restaurer l'audibilité en vue d'optimiser l'intelligibilité de la parole pour l'ensemble des fréquences et des niveaux du signal sonore capturé, tout veillant à préserver une sensation de sonie acceptable. Afin de démontrer l'efficacité d'appareillage, nous avons à notre disposition, en tant qu'audioprothésiste, différents outils de mesure tels que :

- La mesure In-Situ qui a pour principal objectif de mesurer et vérifier les niveaux de variations de pression au niveau de la membrane du tympan ;
- L'audiométrie tonale audioprothétique en champ libre qui permet d'évaluer les capacités à détecter les signaux sonores et/ou identifier leur sonie respective ;
- L'audiométrie vocale en champ libre qui offre la possibilité de définir le niveau de performance d'identification du message vocal perçu.

Ainsi l'évaluation des performances d'appareillage est la plupart du temps conduite par le biais d'une audiométrie tonale accompagnée d'une audiométrie vocale, mais est-ce que cette configuration de mesure permet d'identifier suffisamment d'éléments permettant d'optimiser ou de conforter un appareillage donné ?

La détection de signaux sonores est fondamentalement différente de l'aptitude à différencier ces signaux qu'ils soient capturés simultanément ou non : les performances de détection sont effectivement importantes dans la l'émergence de la parole dans les situations difficiles tandis que la capacité de discrimination est une étape essentielle pour la compréhension alors qu'elle est souvent combinée à l'identification.

Bien que nous ayons la supposition qu'il y ait un lien entre les performances d'identification et de discrimination, les performances de reconnaissance vocale sont dépendantes de l'apprentissage, l'expérience et pourraient apporter un biais quant aux possibilités d'identifier un équilibre spectral de l'appareillage en vue d'optimiser la différenciation d'un signal par rapport à un autre.

1

Les bases d'une méthodologie d'adaptation et des technologies audioprothétiques

Les méthodologies d'adaptation sont construites sur des éléments d'amplification fondamentaux pour rétablir une sonie aux malentendants qui sont les suivants (Fig. 1) :

- **La normalisation de la sonie** pour rendre les signaux faibles et forts détectables
- **L'égalisation de la sonie** de telle sorte que les signaux moyens soient perçus confortablement
- **La stabilisation du niveau de sortie** afin de pouvoir délivrer un signal continuellement robuste au cours du temps

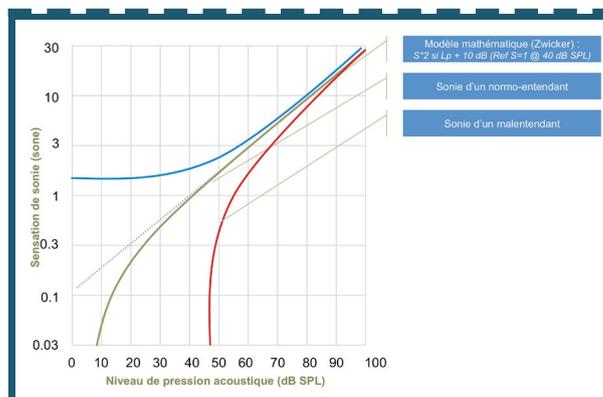


Figure 1 : Objectifs des méthodologies

Perte moyenne	Perte du RSB
30 dB HL	4 dB
40 dB HL	5 dB
50 dB HL	6 dB
60 dB HL	7 dB
70 dB HL	9 dB
80 dB HL	12 dB
90 dB HL	18 dB

Figure 2 : Diminution du rapport S/B par rapport au degré de perte auditive - Killion 1997

Pour que l'intelligibilité soit optimale il est important que les patients appareillés puissent être capables de détecter et discriminer continuellement les changements des indices de la parole (en fréquence et en amplitude). Il est donc important que dans le cadre de la « stabilisation » sonore, il existe un juste équilibre du comportement temporel des gestionnaires de gain, mis en œuvre dans les aides auditives, pour préserver au mieux les amplitudes de modulation du signal capturé tout en protégeant l'utilisateur de l'aide auditive des signaux présentant des niveaux sonores élevés.

Une adaptation prothétique supportée par un traitement de signal appropriée réside donc dans l'identification précise du signal auquel un gestionnaire de gain est appliqué, et ceci par le biais d'un nombre adéquat de canaux spectraux afin que la discrimination des signaux soient optimisée.

Il est aussi important de considérer que le type de surdité à traiter telle que la presbycusie présente des déficiences neurosensorielles induisant une détérioration des aptitudes de détection et de discrimination qui augmentent avec le degré de surdité (Fig. 2).

Pour cette raison, les fabricants ont développé des traitements de signaux conçus pour améliorer sensiblement le rapport signal/bruit et pour optimiser les capacités à séparer un signal utile dans un environnement bruyant et ainsi aider les malentendants appareillés à pallier à cette détérioration de la capacité à discriminer (Fig. 3).

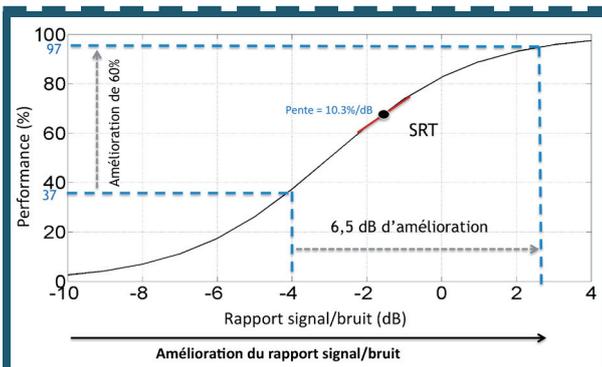


Figure 3 : Amélioration du RSB Vs amélioration des performances (Müller-Deile 2009)

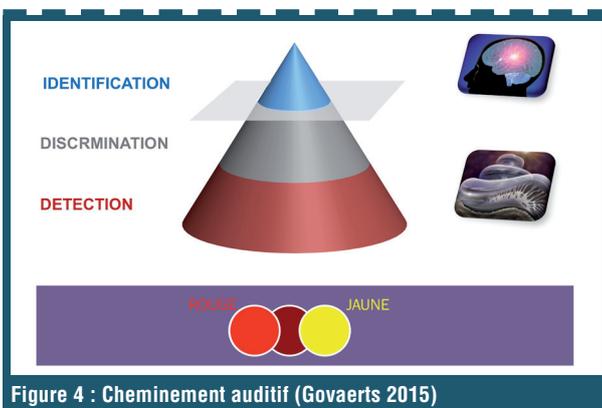


Figure 4 : Cheminement auditif (Govaerts 2015)

2

Les étapes essentielles du cheminement auditif

Il existe 3 étapes du cheminement auditif qui ont été évoqués précédemment mais qu'il est important de résumer (Fig. 4) :

- La détection : la capacité à détecter et percevoir des signaux sonores ;
- La discrimination : l'aptitude à différencier un signal par rapport à un autre ;
- L'identification ou l'intelligibilité : la capacité à intégrer et comprendre les signaux perçus.

Ces étapes peuvent ainsi être étendues aux éléments qui composent un signal sonore comme l'intensité, le contenu spectral ou bien le contenu temporel.

En tant qu'audioprothésiste, nous avons une multitude d'outils qui permettent théoriquement d'évaluer ces étapes du cheminement auditif, comme l'audiométrie tonale ou vocale.

A titre d'exemple, le test d'échelle de sensation de sonie constitue une mesure audiolinguistique permettant de définir les performances d'un patient quant à sa capacité à identifier le niveau sonore d'un signal perçu en fonction d'un signal présenté à un niveau donné.

Bien que dans la pratique commune de mesure des performances audioprothétiques, il n'est pas rare de conduire des tests de détection et d'intelligibilité, il n'est pas fréquent de conduire une évaluation des performances de discrimination, particulièrement dans le domaine spectral où cette étape est liée essentiellement aux aspects tonotopiques de l'oreille interne, sans nécessairement faire appel aux capacités cognitives.

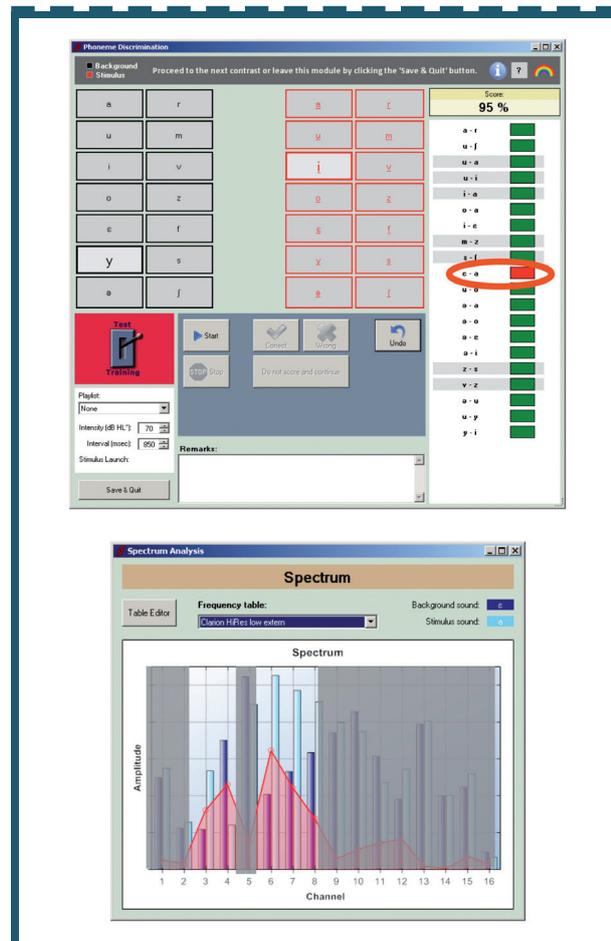


Figure 5 : Discrimination Spectrale du test A&E et visualisation du contraste spectrale (remerciements à Paul Govaerts)

3

Exemple d'outil de mesure de discrimination spectrale

L'équipe du Dr Govaerts a développé un ensemble d'outils d'évaluations audiolinguistiques (A&E) dont l'objectif est de conduire des tests supraliminaire, les plus indépendants des critères de langue, en vue de définir les performances de la fonction auditive et minimiser un quelconque biais lié aux capacités cognitives qui pourraient être impliquées lors d'une audiométrie vocale classique.

Pour notre intervention, nous allons nous pencher sur le test de discrimination spectrale. Le matériel employé consiste en 22 paires phonémiques ne présentant pas de réels éléments linguistiques et présentées à un niveau de 65 dB SPL variant aléatoirement de +/- 3 dB. Lors de la conduite du test (Fig. 5), un premier phonème est présenté plusieurs fois – le nombre de présentations varie aussi aléatoirement pour éviter tout conditionnement – avant que le second phonème de la paire testée soit présenté. Il est ainsi demandé au patient de signaler dès qu'il perçoit une différence entre ces phonèmes présentés. La discrimination entre 2 phonèmes est confirmée ou dite juste à partir du moment où le patient perçoit et signale la différence spectrale au moins 3 fois sur 5 présentations d'une même paire.

Les 22 paires phonémiques, considérées dans ce test, couvre l'ensemble du spectre vocal avec une certaine redondance pour vérifier au mieux les différences d'un élément spectral de la parole par rapport à un autre.

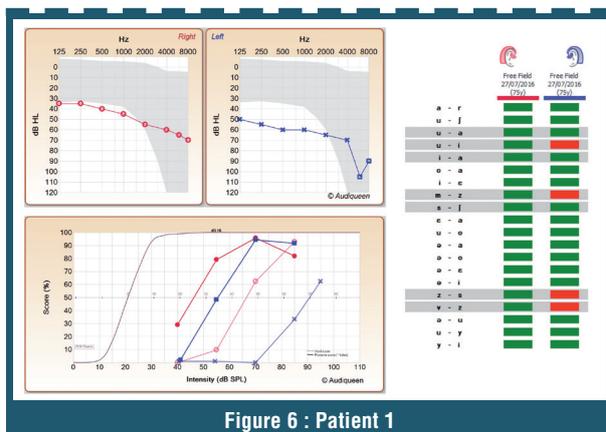


Figure 6 : Patient 1

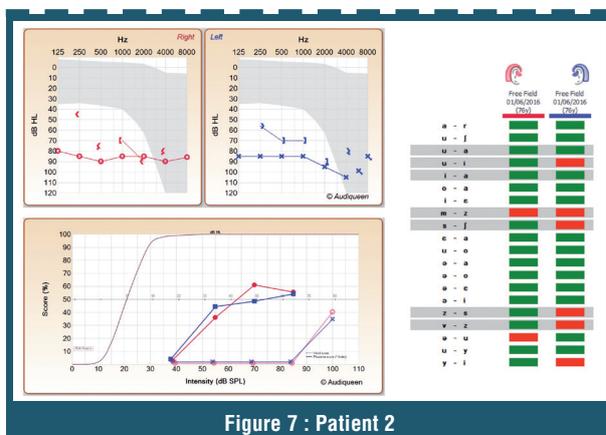


Figure 7 : Patient 2

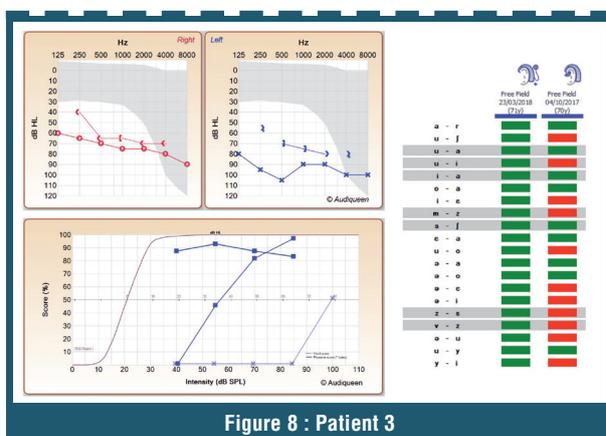


Figure 8 : Patient 3

Une des fonctions importantes de ce test est de pouvoir identifier et afficher les erreurs de discrimination avec différentes échelles de visualisation prédéfinies (Octaves, 1/3 d'octaves) ou, en cas de mesure appareillée, personnalisées et basées sur la configuration spectrale du système équipant le patient. Cette spécificité graphique permet ainsi d'aider l'audioprothésiste à définir une modification potentielle des gestionnaires de gain sur les canaux spectraux potentiellement incriminés.

La figure 6 représente une exemple de résultat au test de discrimination pour un patient donné. Ce patient présentait initialement plusieurs erreurs de discrimination de contraste spectral avec de faibles performances en audiométrie vocale. Une fois appareillé, le test de discrimination a de nouveau été conduit et des améliorations notables de la discrimination et d'identification ont été constatées.

La figure 7 représente un exemple de résultat à ce même test pour un autre patient. Les résultats mettent en évidence le fait que bien que l'appareillage ait été adapté de telle sorte qu'il subsiste de bons résultats de contraste spectral, les performances en audiométrie vocale n'ont pas atteint les résultats escomptés. Cet exemple démontre ainsi que les performances en audiométrie vocale pourrait, dans certains cas, difficilement conforter la qualité de l'appareillage indépendamment des capacités cognitives du patient appareillé.

La figure 8 représente un dernier exemple de résultats où les performances d'appareillage présentent des limites notables et indiquent que seule une autre solution auditive pourrait aider ce patient à améliorer ces performances. Ce patient s'est donc orienté vers l'implant cochléaire. 3 mois après le premier réglage, le test de discrimination a de nouveau été conduit et un résultat de 100% à ce test a pu être mis en évidence.

Jusqu'à présent, nous avons décrit le test de discrimination spectrale du logiciel AŞE permettant de mettre en évidence des erreurs de contraste spectral pour ainsi aider l'audioprothésiste à modifier les gestionnaire de gain sur les canaux potentiellement identifiables.

Il existe effectivement d'autres tests de discrimination tels que les tests d'intonations harmoniques et dysharmoniques qui pourraient sans doute apporter des indices quant aux limites d'appareillage, particulièrement pour les patients qui présentent une déficience auditive importante dans les hautes fréquences ou bien dans le cadre d'un appareillage bimodal.

4

En résumé

- Les méthodologies proposent une suggestion "normalisée" d'adaptation.
- L'audibilité est une base essentielle à l'adaptation prothétique mais insuffisante pour évaluer l'aptitude à discriminer : L'impact des traitements de signaux ainsi que des réducteurs de bruits peuvent être que difficilement pris en compte.
- Les performances d'intelligibilité sont liées à l'audibilité et à la discrimination, mais elles peuvent dans certains cas, présenter des limites quant à la validation de la qualité d'un appareillage donné.
- Ainsi, évaluer la discrimination c'est aider à mieux proactivement comprendre le lien entre l'audibilité et l'intelligibilité et conforter une adaptation audioprothétique.

Durant cette intervention, nous avons effectivement décrit un type de mesure de performances de discrimination spectrale. Bien évidemment, il existe d'autres tests que celui-ci, comme les travaux de Franck Lefevre relatifs à la mise en œuvre du test ATEC qui proposent une approche similaire et qui pourraient faire l'objet d'une attention non négligeable dont le but serait d'établir au mieux un lien entre les résultats à ce test et des indications ou recommandations possibles d'optimisation de réglage.

Remerciement :

- Paul GOVAERTS (EarGroup Anvers)
- Xavier DELERCE (Mont de Marsan)
- Morgan POTIER (Narbonne)
- Michael BORETZKI (Sonova R&T)



Les différents types de bruit et intelligibilité

Balbine MAILLOU Post-doctorante, Faculté de pharmacie, Université de Lorraine

Pr Joël DUCOURNEAU Faculté de pharmacie, Université de Lorraine

1 Introduction

Le défi majeur d'un appareillage auditif est de permettre aux personnes malentendantes de bénéficier d'une intelligibilité de la parole satisfaisante. La surdité ne se traduit pas uniquement par une baisse de l'acuité auditive, elle induit également une difficulté accrue à comprendre un message vocal dans un environnement bruyant¹. Depuis l'ère du numérique, l'écoute dans le bruit constitue la plainte majeure des personnes malentendantes appareillées². Dans ce contexte, les fabricants d'aides auditives ont ces dernières décennies développé et perfectionné des options de traitement du signal comme la directivité microphonique ou les réductions du bruit pour répondre à cette problématique.

Les audioprothésistes ont pour mission d'optimiser et de valider ces options à l'aide de tests comme l'audiométrie vocale dans le bruit par exemple. Ce test peut toutefois être difficile à exploiter du fait de la variabilité des résultats^{3,4}. De plus, l'audiométrie vocale dans le bruit ne permet pas de dissocier les performances des appareils auditifs des « performances » du patient.

Pour contribuer aux investigations des audioprothésistes auprès de leurs patients en termes d'intelligibilité dans le bruit, il existe la mesure objective du Rapport Signal/Bruit (RSB) en sortie d'aides auditives sur tête artificielle KEMAR®. Cet indicateur permet d'évaluer les performances des options comme par exemple la directivité et la réduction du bruit en s'affranchissant de toute variabilité inter et intra-individuelle. Ce rapport est déterminé à l'aide de la méthode d'inversion de phase décrite par Hagermann et al. en 2004⁵. La tête artificielle est placée au centre d'un champ sonore mêlant paroles et bruit. Dans notre étude, plusieurs configurations ont été étudiées : sans aides auditives, avec aides auditives avec directivité microphonique, puis aides auditives avec réducteur de bruit. La notion de gain en RSB apporté par les aides auditives a été introduite. Celui-ci a été estimé pour onze bruits différents et quatre RSB d'entrée différents. Les aides auditives sont choisies arbitrairement parmi un panel d'appareils haut de gamme de dernière génération.

2 RSB et intelligibilité

Divers facteurs influencent l'intelligibilité de la parole, certains sont physiques et d'autres relèvent de mécanismes cognitifs. À partir des indices temporels et spectraux des signaux de parole et du bruit, le système auditif utilise différents mécanismes pour extraire les informations utiles, comme le démasquage spatial ou l'écoute dans les vallées du bruit. En fonction de la nature du bruit masquant, on parle de masquage énergétique ou informationnel si ce dernier contient des informations linguistiques, faisant alors intervenir des mécanismes cognitifs qui diminuent davantage l'intelligibilité du signal utile⁶.

Le RSB est un facteur physique majeur affectant l'intelligibilité. Il s'agit du rapport des énergies contenues dans le signal utile – la parole $p(t)$ – et dans le signal parasite – le bruit $b(t)$, exprimé en décibels. Quel que soit le bruit auquel est confronté le patient, plus le RSB diminue, plus le masquage énergétique augmente, et plus l'intelligibilité diminue^{6,3}. C'est ce que traduisent les courbes classiques de score d'intelligibilité en fonction du RSB comme par exemple celle de la Figure 1.

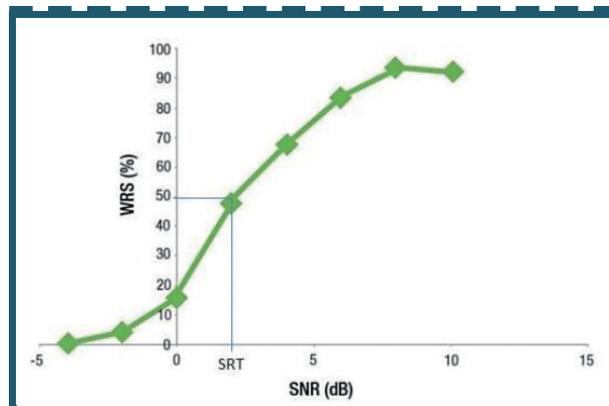


Figure 1 : Exemple de tracé du score d'intelligibilité en fonction du RSB, extrait de Chasin⁷.

Le RSB est un paramètre souvent utilisé dans les études sur l'intelligibilité dans le bruit⁸ car c'est une grandeur physique objective. La difficulté réside dans l'estimation du niveau sonore du bruit $b'(t)$ indépendamment du niveau de la parole $p'(t)$ en sortie d'aides auditives lorsque les options renforçant l'intelligibilité sont activées. En effet, le traitement du signal dans les appareils varie avec l'environnement sonore, il convient d'estimer ces niveaux lorsque l'appareil est soumis à un mélange réaliste de bruits et de paroles.

La méthode proposée par Hagerman et al. en 2004⁵ permet d'estimer le RSB en sortie d'aides auditives lorsque paroles et bruit sont diffusés simultanément, au moyen de 2 mesures dont l'une avec le bruit diffusé en opposition de phase. Ceci permet, en additionnant et soustrayant les 2 signaux mesurés en sortie d'aides auditives, de « séparer » le signal de parole $\hat{p}'(t)$ du signal de bruit $b'(t)$. Les signaux estimés $\hat{p}'(t)$ et $b'(t)$ mènent à l'estimation du RSB en sortie d'aide auditive tel que

$$\widehat{RSB}(f) = 10 \times \log_{10} \left(\frac{\widehat{S}_{p'}(f)}{\widehat{S}_{b'}(f)} \right),$$

avec $\widehat{S}_{p'}(f)$ et $\widehat{S}_{b'}(f)$ les densités spectrales de puissance des signaux $\hat{p}'(t)$ et $b'(t)$.

Les traitements implémentés dans les aides auditives peuvent être non-linéaires et induire de la distorsion harmonique et temporelle sur le signal de sortie. Ceci se traduit par l'apparition de bruits « parasites » superposés aux signaux de parole et bruit générés en entrée, pouvant biaiser l'estimation du RSB.

Il existe un moyen calculatoire utilisant la transformée de Hilbert pour évaluer le niveau de distorsion en sortie d'aides auditives : le Rapport Distorsion/Signal (RDS). Cet indicateur permet de statuer si l'estimation du RSB de sortie est correcte ou pas suivant sa valeur, le RSB calculé est fiable lorsque le RDS est inférieur à -20 dB sur l'ensemble du spectre ^{9,10}.

3 Les différents types de bruit

11 bruits de nature fréquentielle plus ou moins corrélée avec le signal de parole sont testés, avec une spatialisation fixe (écart de moins de 90° entre parole et bruit). Ces bruits sont classés suivant leur signature acoustique aléatoire ou vocale :

- Aléatoire : bruit blanc (BB), bruit blanc modulé avec l'enveloppe d'un signal de parole 1 personne (BB Mod 1 pers), 3 personnes (BB Mod 3 pers), 5 personnes (BB Mod 5 pers), bruit rose (BR), ILTASS (International Long Term Average Speech Spectrum : bruit aléatoire pondéré par le spectre à long terme de la parole), ICRA (International Collegium of Rehabilitative Audiology : bruit conçu à l'origine pour mesurer les caractéristiques des systèmes audio-numériques non linéaires),
- Vocal : Cocktail Party, Onde Vocale Globale (OVG : Voix de deux couples, l'un parlant français et l'autre anglais ¹¹), bruit d'un Open Space, et le Babble Noise (4 signaux de ISTS mélangés).

Dans la plupart des protocoles normalisés existant pour l'audiométrie vocale dans le bruit (SIN, WIN, BKB-SIN), le bruit masquant est de type bruit multi-locuteur à 4 voix ³.

4 Expérimentation

a) Matériel

La plateforme expérimentale est constituée d'un buste humain artificiel situé au centre d'un système de multidiffusion sonore. Le traitement des murs de la salle avec un matériau absorbant acoustique permet d'approcher des conditions de champ libre, voir Figure 2. Le temps de réverbération après traitement répond aux normes imposées pour un local d'audiométrie, à savoir bien inférieur à 0,5 s à partir de l'octave 125 Hz ¹² et un bruit de fond bien inférieur à 30 dBA, à savoir 20,3 dBA.

De par sa géométrie, le mannequin KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research de la marque G.R.A.S) permet de simuler les effets d'une tête humaine et d'un torse dans un champ sonore. Au creux de chaque oreille artificielle, un microphone de mesure 1/4" de type 26AS simule le tympan et capte les sons au travers d'un coupleur de type IEC 60318-4 simulant le conduit auditif. La captation binaurale du son tient ainsi compte des fonctions de transfert relatives à la tête, ou HRTFs. Le mannequin est situé à 1,10 m de cinq enceintes de monitoring actives bi-voies

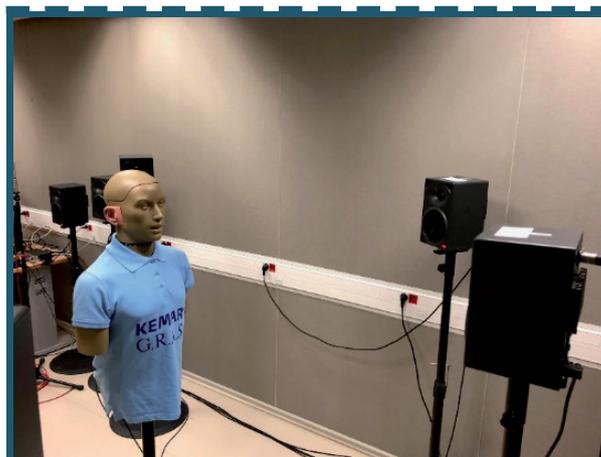


Figure 2 : Photographie de l'installation.

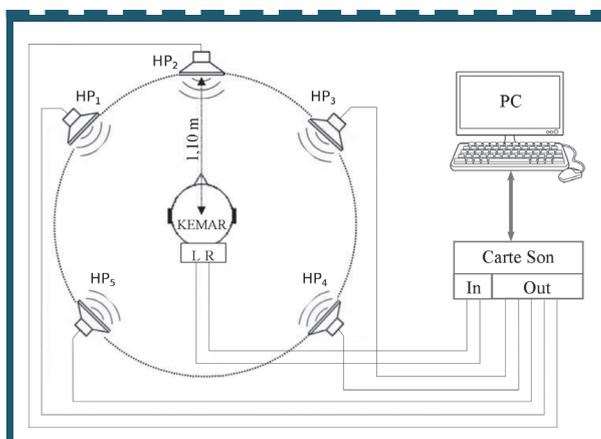


Figure 3 : Synoptique du dispositif expérimental

de type Klein & Hummel O110, comme schématisé sur le synoptique Figure 3, de manière à créer un champ sonore homogène ¹³.

Le logiciel Matlab installé sur le PC permet de piloter la carte son RME Hammerfall DSP Multiface II, afin de diffuser l'environnement sonore approprié à l'aide des cinq enceintes et afin d'acquérir en simultané les signaux microphoniques.

b) Protocole

• Appareils auditifs

Pour les tests, les oreilles artificielles du mannequin sont équipées d'appareils auditifs contour d'oreilles haut de gamme, de dernière génération mais dont la marque ne sera pas communiquée. Ils sont couplés par des embouts sur-mesure en silicone comme sur la Figure 4.

Octave (Hz)	125	250	500	1k	2k	4k	8k
Tr (s)	0,33	0,18	0,13	0,14	0,12	0,12	0,11
L _{eq,30s} (Lin)	29,7	20,3	12,1	8,6	9,1	10,5	11,7

Tableau 1 : Niveau de bruit de fond et temps de réverbération par bandes d'octave

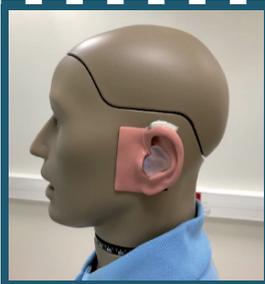


Figure 4 : Oreille artificielle du KEMAR équipée d'un appareil auditif contour d'oreille avec embout fermé

Les appareils sont réglés pour corriger une presbyacousie de type légère. Deux programmes sont implémentés :

- Programme 2 : Gain linéaire, tous réducteurs de bruit réglés au maximum,
- Programme 3 : Gain linéaire, directivité fixe activée, sans réducteur de bruit.

Pour ne pas mettre en défaut la méthode d'estimation du RSB, nous prenons soin de limiter le fonctionnement non-linéaire des appareils en désactivant l'anti-larsen et toute compression du signal.

• Environnement sonore

Le signal de parole ISTS (International Speech Test Signal : locutrice lisant un texte dans six langues différentes) est diffusé par le HP n°2 dans l'axe 0° du mannequin, à un niveau moyen de 70 dB SPL mesuré à l'emplacement du mannequin à l'aide d'un sonomètre. Le bruit est diffusé par les HPs n°1, 3, 4 et 5 (émettant à 45° et 140°) à un niveau moyen de 75, 70, 65 et enfin 60 dB SPL, de manière à tester des RSBs moyens au point d'écoute de -5, 0, +5 et +10 dB.

Pour chacun des 11 bruits, les signaux microphoniques oreille gauche et oreille droite sont enregistrés pour les quatre valeurs de RSB au point d'écoute, sans appareils auditifs puis avec les appareils auditifs en programme Pgm 2 (réducteur de bruit) et Pgm 3 (directivité fixe), ce qui correspond à 132 mesures.

Les fichiers sons durent 21 s et sont diffusés cinq fois, une première fois afin de stabiliser le fonctionnement des appareils auditifs, une seconde fois avec le bruit en phase, une troisième fois avec le bruit en opposition de phase et enfin deux autres fois avec les transformées de Hilbert des deux derniers signaux.

5

Exemple de résultats

La figure 5 représente un exemple de RSB estimé en fonction de la fréquence en sortie d'aides auditives pour l'oreille gauche pour un RSB d'entrée de + 5 dB avec un bruit de Cocktail Party. On

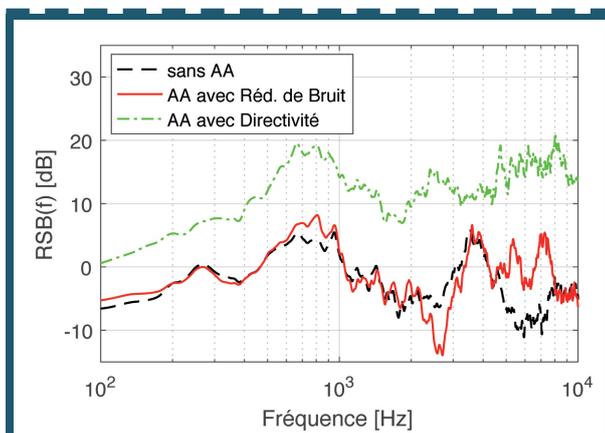


Figure 5 : RSB en sortie de l'Aide Auditive « X » – Oreille gauche - bruit Cocktail Party – RSB entrée : + 5dB

constate que le filtrage spatial apportée par la directivité induit un RSB en sortie d'aide auditive important (supérieur à 10 dB à partir de 400 Hz) par rapport au réducteur de bruit qui lui atténue le bruit en hautes fréquences environ de 5 kHz à 8 kHz.

La figure 6 montre le RDS en fonction de la fréquence pour l'exemple cité précédemment. On remarque ainsi que les valeurs de RSB obtenues et représentées sur la figure 5 sont fiables de 200 Hz à 8 kHz.

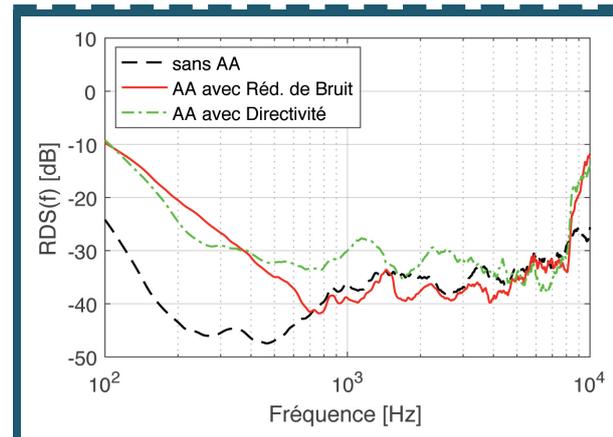


Figure 6 : RDS en sortie de l'Aide Auditive « X » – Oreille gauche - bruit Cocktail Party – RSB entrée + 5dB

Pour l'ensemble des mesures effectuées, les RDS obtenus pour chaque configuration demeurent inférieurs à -20 dB pour le domaine fréquentiel de 200 à 8k Hz, ce qui nous permet de considérer les valeurs de RSB estimées comme « significativement » correctes. Pour montrer l'efficacité des traitements implémentés dans les aides auditives, nous avons choisi de tracer le gain en RSB apporté par l'appareil, correspondant à la différence entre le RSB estimé en sortie d'aides auditives et celui estimé sans aides auditives. La figure 7 présente ce gain pour l'exemple cité précédemment.

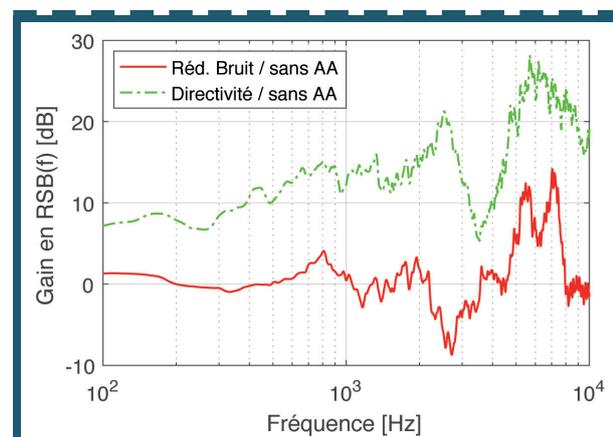


Figure 7 : Gain en RSB de l'Aide Auditive « X » – Oreille gauche - bruit Cocktail Party – RSB entrée + 5dB

Le gain en RSB retenu pour la suite comme unique valeur pour chaque configuration étudiée correspond à la moyenne des RSB par bandes d'octave dans la bande fréquentielle de validité. Ainsi pour l'exemple cité, le gain en RSB apporté par le Programme 2 et le Programme 3 est respectivement de 2 dB et 13,7 dB.

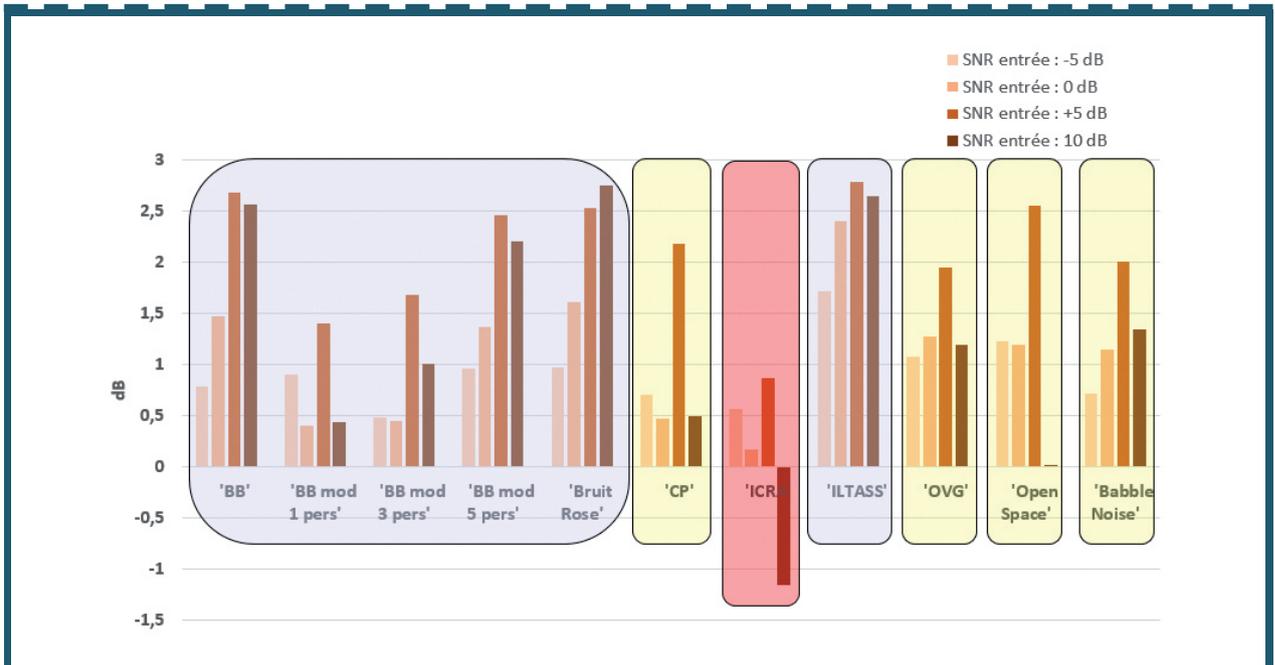


Figure 8 : Gains de RSB – Aide auditive X – Oreille Gauche – Programme 2 (réducteur de bruit)

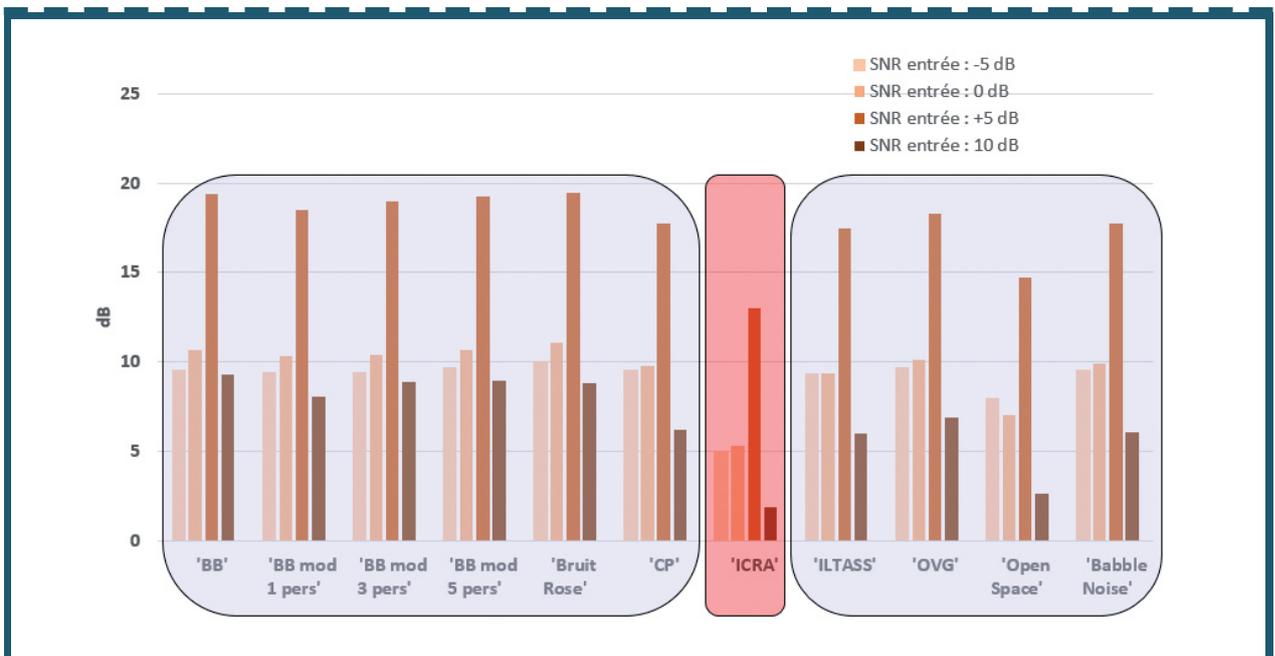


Figure 9 : Gains de RSB – Aide auditive X – Oreille Gauche – Programme 3 (directivité)

6 Résultats pour tous les bruits testés

Les figures 8 et 9 représentent les différents gains en RSB obtenus pour les différents SNR d'entrée, les 11 bruits étudiés et les 2 options de traitement, réducteur de bruits et directivité respectivement.

L'ordre de grandeur du gain en RSB est différent pour les 2 programmes. Il est plus important pour la directivité (de 5 à 20 dB) que pour le réducteur de bruits (de 0 à 3 dB), et ce pour tous les types de bruits testés. Ceci est dû à l'efficacité du principe de

la directivité microphonique qui permet de privilégier le signal de parole, ici idéalement diffusée en face du mannequin, par filtrage spatial dès la prise de son.

Pour les 2 programmes, et toujours pour tous les bruits testés, les performances dépendent du RSB d'entrée et sont au maximum pour un RSB d'entrée de +5 dB. Pourquoi ces performances sont-elles moindres pour un RSB d'entrée de +10 dB ? Les algorithmes d'analyse et de détection des environnements sonores sont probablement paramétrés pour désactiver les traitements lorsque le RSB est jugé bon, sans doute afin de ne pas altérer l'ambiance



sonore « naturelle » du patient. Pourquoi ces performances sont-elles moindres pour un RSB d'entrée de -5 ou 0 dB ? Plus le RSB d'entrée diminue, plus les algorithmes de réduction du bruit et le principe de directivité microphonique sont mis en défaut. Pour la directivité, le gain en RSB reste toutefois compris entre 5 et 10 dB, ce qui est resté nettement supérieur aux performances du réducteur de bruit lorsque le RSB d'entrée est de -5 ou 0 dB.

Qu'en est-il des performances en fonction du type de bruit ? Pour le réducteur de bruits, on constate que les gains en RSB les plus élevés sont ceux obtenus pour les bruits de types aléatoires et stationnaires comme le bruit blanc, le bruit rose ou l'ILTASS. En effet, ces bruits sont stationnaires contrairement au signal de parole qui est fluctuant. Les algorithmes utilisés dans les aides auditives peuvent plus facilement dissocier ce type de bruit de la parole de par cette variation d'amplitude mais également de par la densité spectrale élargie. Cela dit, ces bruits sont peu représentatifs de l'environnement et il est fréquent que les bruits qui parasitent le signal utile de parole sont ceux qui possèdent une signature acoustique vocalique avec une variation de niveau fluctuante. Pour ces types de bruit, le réducteur de bruits est moins performant et les gains en RSB sont plus faibles d'environ 1 dB. Il faudrait mener plus de tests et inclure la répétabilité pour pouvoir conclure que cet écart est significatif. Le bruit ICRA étudié engendre un gain en RSB faible du fait de son spectre, ne s'étendant que jusqu'à 1000 Hz alors que les options de traitements ne sont efficaces et opérationnelles qu'à partir de 1000 Hz.

Le gain en RSB obtenu pour la directivité est élevé quel que soit le bruit étudié (sauf ICRA pour les raisons citées précédemment). Les performances semblent légèrement moins bonnes pour les bruits à signature vocalique car ils contiennent moins d'énergie en hautes fréquences, gamme fréquentielle où la directivité est la plus efficace. Là encore, il faudrait mener des tests complémentaires pour savoir si cette différence est significative.

7

Conclusion

Cette étude permet de dissocier les performances souvent combinées des options de directivité et de réduction du bruit pour un modèle d'aides auditives - représentatif de celles disponibles sur le marché - pour différents types de bruit masquant. Nous avons proposé ici de comparer les performances des traitements à l'aide de l'indicateur « Gain en RSB », différence entre le RSB avec et sans aides auditives que nous pensons être corrélé à l'intelligibilité de la parole. Les résultats présentés sont obtenus dans des « conditions de laboratoire » favorables pour les aides auditives car les niveaux de parole et de bruit sont constants, diffusés en champ libre et durant un laps de temps suffisamment long pour que les traitements se stabilisent. De plus, la compression non-linéaire étant ici désactivée, l'effet du réducteur de bruits est maximisé ¹⁴.

Dans ces conditions, nous avons montré que la directivité permet d'améliorer le RSB en sortie d'aides auditives, d'avantage que le réducteur seul, du fait du filtrage spatial fixe.

Les bruits de type vocalique (Cocktail Party, OVG, Babble Noise, etc.) utilisés dans les systèmes de détermination du RSB en sortie d'aides auditives ou dans les tests d'intelligibilité dans le bruit sont les plus représentatifs des bruits du quotidien. Même si les scores de RSB obtenus pour ces types de bruit sont moins élevés que ceux obtenus pour les signaux aléatoires, il nous semble opportun de les conseiller comme signaux tests car ils se rapprochent des signaux rencontrés dans l'environnement et sont représentatifs des signaux qui parasitent, dégradent l'intelligibilité. Les audioprothésistes utilisent d'ailleurs spontanément le bruit Cocktail Party pour leurs tests d'audiométrie vocale dans le bruit ⁴.

Références

1. O. H. A. Stock et al., **High Performance Hearing Solutions**. *Hear. Rev.*, vol. 2, no. 4, pp 40-46, 1997
2. **10-Year Customer Satisfaction Trends in the US Hearing Instrument Market**, *Hear. Rev.*, oct. 2002
3. M.-J. Djakoure, **Évaluation d'un test d'audiométrie vocale rapide dans le bruit (VRB) par la mesure du rapport signal-sur-bruit**, Thèse de doctorat en médecine, Université de Lille, Juin 2017
4. F. Rembaud et al., **L'audiométrie vocale en France : état des lieux**, *Les cahiers de l'audition*, vol. 30 n°6, Nov/Dec 2017
5. B. Hagermann et al., **A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise**, *Acta Acustica*, vol. 90, no. 2, pp 356-361, 2004
6. D.S. Brungart et al., **Informational and energetic masking effects in the perception of multiple simultaneous talkers**. *J Acoust Soc Am*, 110(5 Pt 1), pp 2527-38, 2001
7. M. Chasin, **Slope of PI Function Is Not 10%-per-dB in Noise for All Noises and for All Patients**, *Hear. Rev.*, 20(11):12, 2013.
8. S.D. Soli et al., **Assessment of speech intelligibility in noise with the Hearing in Noise Test**, *Int J Audiol*, 47(6), pp 356-61, 2008
9. G. Naylor et al., **Long-Term Signal-to-Noise Ratio at the Input and Output of Amplitude-Compression Systems**, *J Am Acad Audiol* 20:161-171, 2009
10. C. Miller et al., **Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm**, *International, Int J Audiol*, 56(8), pp 568-579, 2017
11. L. Dodelé, **L'audiométrie vocale en présence de bruit et le test AVfB**, *Les Cahiers de l'Audition*, vol. 13, n° 5 et 6, Sept./Déc. 2000
12. **Art.1 du décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste**
13. R. George, V. Davet, **Étude de l'homogénéité du champ acoustique en audiométrie tonale et vocale, mémoire de fin d'étude**, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy, 2016
14. X. Delerce et al., **Comportement des aides auditives en milieu bruyant: quels ont été les progrès apportés aux audioprothésistes ces 20 dernières années ?**, *Les cahiers de l'audition*, vol. 30 n°6, Nov/Dec 2017

Tester l'intelligibilité dans le bruit

Francois DEJEAN Audioprothésiste - Amplifon Arceaux

Conseils et précautions

Faisant suite à l'article précédent mettant en lumière le comportement des prothèses en présence d'un bruit de masque, cette partie propose quelques axes de réflexion sur la pratique de la mesure de l'intelligibilité dans le bruit.

1 Introduction

L'audiométrie vocale dans le bruit est une mesure essentielle en pratique audioprothétique. En effet elle permet d'accéder à la plainte prioritaire de la grande majorité des patients présentant une surdité neurosensorielle. Cette évaluation est d'autant plus nécessaire qu'il a été démontré qu'il n'y a pas de corrélation entre ce niveau de difficultés et le niveau de perte tonale et que les performances d'intelligibilité dans le bruit sont dépendantes des capacités de discrimination supraliminaires et de certaines compétences cognitives (Glasberg & Moore, 1989). La grande disparité de performances dans le bruit pour un même niveau de perte auditive (figure 1) pourrait expliquer la déception de certains sujets appareillés (Killion & Niquette, 2000).

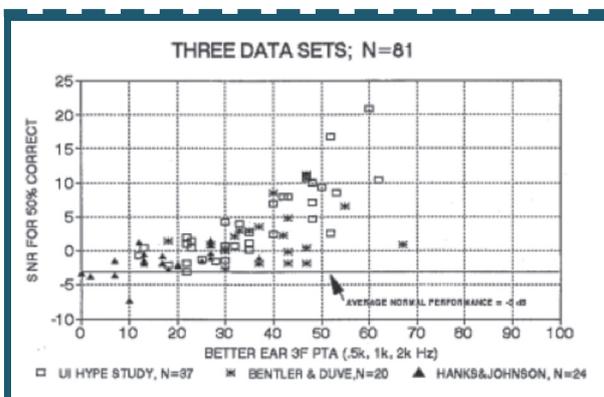


Figure 1 : Résultats cumulés de 3 études : SNR 50% vs Perte Tonale Moyenne, HINT test, bruit 65 dB (extrait de l'article de Killion et Niquette 2000)

Le résultat de cette épreuve est donc déterminant pour fixer un objectif réaliste avec son patient, aligné sur ses capacités auditives. Il orientera également le choix prothétique et les réglages des paramètres d'amplification des prothèses auditives.

Les mesures réalisées lors des contrôles prothétiques permettront d'apprécier le gain vocal en environnement bruyant.

Récemment, l'arrêté du 14 Novembre 2018 souligne la nécessité de cette mesure en stipulant que l'une des conditions de prise en charge de l'appareillage est : « une dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit, définie par un écart du rapport signal de parole / niveau de bruit (RSB en dB) de plus de 3 dB par rapport à la norme ». Bien que le test et les conditions ne soient pas aujourd'hui précisés, cette toute nouvelle indication souligne l'intérêt porté aujourd'hui par le ministère de la santé aux troubles auditifs indépendant du niveau classique de perte tonale.

Alors que l'audiométrie tonale est pratiquée avec des sons purs présentés au casque, la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit met en jeu un très grand nombre de variables présentés de manière non exhaustive sur le tableau 1.

Il existe donc une multitude de combinaisons permettant de créer autant de tests dans le bruit.

Le choix des paramètres est important et dépend de ce que l'on veut mesurer. Une gêne sociale sera logiquement évaluée par des phrases, mais le bruit de masque choisi doit il être alors artificiel ?

Un certain nombre de tests ont été validés et normés en langue Française. Pour une utilisation pertinente, il conviendra de connaître l'objectif du test et de comprendre le choix des paramètres retenus.

2 Le Traitement de la Parole

La compréhension de la parole est un processus continuum qui met en jeu tout d'abord les structures périphériques puis voies et relais auditifs jusqu'aux aires auditives pour que le signal soit compris. Il existe différentes étapes de traitement centraux : phonologiques, syntaxiques et sémantiques. On parle de processus « bottom up » indiquant le traitement ascendant de l'information.

La plupart des modèles de perception de parole font appel à l'exploitation en temps réel par l'auditeur d'un vaste ensemble d'information de nature très diverse concernant non seulement les propriétés phonétiques et prosodiques des mots, mais encore leurs caractéristiques syntaxiques et sémantiques ainsi que les informations fournies par le contexte.

Source	Bruit	Sortie	Présentation	Procédure	Unité/score
Phonèmes	Cocktail party	Casque	Signal mixé au bruit	Classique	Phrase
Logatomes	OVG	Champ Libre	Signal séparé du bruit	Adaptative	Mot
Mots monosyllabiques	Babble Noise		Nombre de HP		Phonème
Mots disyllabiques	ICRA		Disposition des HP		
Phrases	Speech Shaped Noise				
	Bruit Rose				

Tableau 1 : Paramètres impliqués dans le choix d'un test de compréhension dans le bruit



La nature et la qualité du message reçu dans les aires auditives vont conditionner le niveau d'utilisation des ressources centrales. Lorsque le message est dégradé par une source compétitive, on parle de « top down » pour désigner les efforts que fera le sujet pour rechercher des indices entrants qui vont l'aider en temps réel à donner du sens au message perçu. Il y a une mise en correspondance permanente entre l'information sensorielle et l'information contenue dans le lexique.

Ainsi certaines expériences ont démontré que les mots fréquemment utilisés sont plus facilement reconnus que des mots plus rares. D'autres travaux ont mis en évidence les capacités de compensation perceptive, en utilisant le contexte phonémique pour identifier le phonème masqué. Il a également été mis en évidence le phénomène d'illusion auditive ou le sujet perçoit un phonème qui a été volontairement soustrait car il fait partie d'une structure connue. Ces expériences illustrent la puissance des capacités d'un individu à compenser la dégradation d'un signal cible grâce à l'exploitation de ses ressources cognitives.

Au moment du choix du matériel vocal il faudra avoir à l'esprit cette composante mise en jeu dans le processus de compréhension. Plus nous nous rapprochons d'un signal de parole courant comme des phrases, plus le sujet aura d'indices autres que le signal perçu par le récepteur cochléaire. A l'inverse, l'utilisation de phonèmes ou logatomes dépourvus de sens limite le recours à ce mécanisme.

3

Rappels sur le masquage et démasquage

Par définition, le masquage désigne le parasitage, la perturbation ou la dégradation de l'information. Il s'exerce sur la perception d'un message et peut altérer son interprétation. Il est admis qu'il existe deux types de masquage :

1. Le masquage énergétique

Il s'agit du masquage acoustique qui s'exerce en périphérie du système auditif. En effet, le bruit présenté simultanément au signal source constitue un brouillage qui déclenchera une réponse neurale confuse à traiter par le système auditif. Cela est d'autant plus vrai que les propriétés temporelles et spectrales sont proches. Si le bruit de fond est constitué de paroles, l'effet de masquage énergétique va augmenter proportionnellement avec le nombre de voix dans le fond sonore (Simpson & Cooke, 2005).

2. Le masquage informationnel

Il apparaît si le bruit de masquant contient une information linguistique qui a du sens pour le sujet testé. Il s'exerce au niveau central et affecte l'intelligibilité de la source cible.

Les travaux de Simpson & Cooke (2005) ont montré que le bruit naturel de cocktail party constitue un masque plus puissant qu'un bruit au spectre identique à celui de la parole. Les études de Van Engen & Bradlow (2007) ont comparé les performances de reconnaissance de parole dans le bruit avec des bruits paroliers interférents de la même langue que le signal cible puis dans une langue différente. Les résultats montraient que dans un bruit concurrent à deux locuteurs, les auditeurs étaient plus gênés par un bruit parolier de la même langue.

Les résultats de l'étude de Rosen (figure 2) en 2014 sur des sujets jeunes et âgés présentant des seuils auditifs inférieurs à 25 dB HL mettent en lumière d'une part les capacités des sujets à utiliser les « trous » dans le bruit de masque (masque AM versus masque SS) et d'autre part l'effet délétère du masquage informationnel. L'élévation du SRT est de 2 à 3 dB lorsque le bruit de fond est significatif (masque babble noise 2 locuteurs).

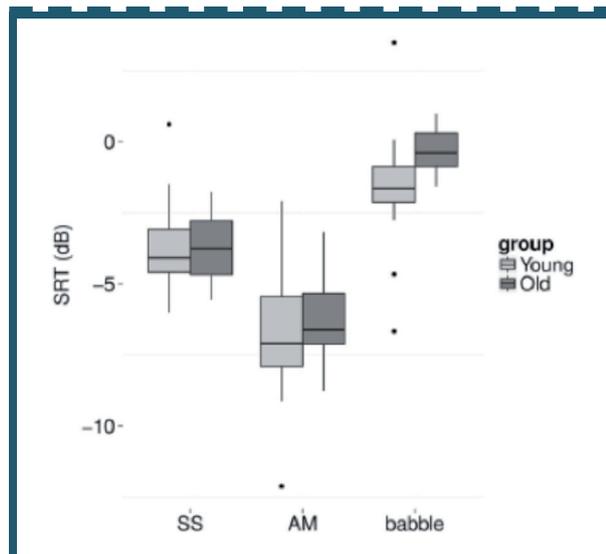


Figure 2 : Boxplots of speech reception thresholds (SRT, in dB) for young (light gray) and older (dark gray) listeners for SS noise (left), AM noise (middle), and two-talker babble (right). (extrait de l'article de Tim Scoof et Start Rosen - 2014)

Lors du choix du bruit de masque, il est possible de s'affranchir de cette composante en ayant recours à un bruit masquant dépourvu d'information linguistique.

3. Le démasquage

C'est la capacité à s'affranchir du masque pour avoir accès à l'information.

Des travaux anciens Miller et Licklider (1950) rapportent que l'intelligibilité de la parole est meilleure dans un bruit interrompu que dans un bruit stationnaire. Ainsi l'auditeur est capable d'extraire des indices acoustiques dans les « vallées » du bruit de fond. Il a été démontré par Festen et Plomb en 1990 que les normo entendants tiraient profit de cette compétence. Le seuil de compréhension de phrase est amélioré de 4 à 6 dB si le bruit masquant est modulé en amplitude par rapport au score obtenu avec un bruit stationnaire. Il a été démontré que l'écoute dans les « vallées » du bruit de masque dépend de l'utilisation de la structure fine temporelle (Lorenzi C, Gilbert G, Carn H, Garnier S, Moore BC 2006). Cet avantage n'a pas été retrouvé chez les malentendants.

4. Le démasquage spatial

Il s'agit de la capacité de l'auditeur de profiter des positions des sources dans l'espace. En condition difficile l'auditeur se positionne pour profiter du meilleur rapport signal sur bruit. Notre système auditif est capable d'exploiter cet avantage et de choisir l'oreille qui possède le meilleur SNR : c'est ce qu'on appelle l'écoute à la meilleure oreille (Edmonds and Culling, 2006).



En condition binaurale un second avantage est donné par les capacités de démasquage binaural. En présence d'un bruit de masque sur les deux oreilles, notre système auditif est capable de comparer les signaux perçus à droite et à gauche pour en extraire la différence. Selon la position de la source cible cette capacité pourra faire émerger sa perception.

4

Remarques

1. L'effet d'apprentissage

En pratique les patients peuvent se trouver embarrassés par la difficulté de l'épreuve. Il faudra donc au préalable les informer de l'objectif, des difficultés et de la procédure du test. Une à deux listes d'entraînement seront nécessaires avant de commencer la mesure. En effet, il existe un apprentissage lié à la procédure du test et un apprentissage lié aux stimuli utilisés (phonèmes, mots ou phrases inhabituelles). Il est également important de prendre en compte le stress, souvent perceptible lors de la première liste, lié à la crainte du patient d'échouer à un examen difficile.

2. La vitesse d'élocution

Elle est importante à connaître lorsque le matériel vocal est constitué de phrases. En effet un débit lent aère le contenu et permet d'isoler les syllabes alors qu'un débit rapide amplifiera la difficulté de l'épreuve en laissant moins de temps au sujet pour identifier les mots. En langue française la vitesse d'élocution moyenne est de 7 syllabes par seconde.

3. Tests réalisés avec prothèses

Lorsque le test est réalisé avec prothèses, les signaux source et bruit seront « lancés » durant une minute au moins avant le début de l'épreuve, temps nécessaire à la stabilisation des algorithmes de traitement du bruit (burn in).

5

Conclusion

La sélection d'un test d'intelligibilité dans le bruit nécessite une réflexion préalable sur l'objectif de la mesure.

Si un test de phrases dans un bruit de cocktail party permet d'évaluer la gêne du sujet en condition de vie courante, il met en jeu l'ensemble des ressources nécessaires à la compréhension en

ambiance bruyante. Le résultat sera corrélé au niveau de gêne exprimé par le sujet.

En revanche, l'utilisation de phonèmes ou logatomes dans un bruit artificiel contrôlé donnera le niveau des capacités auditives périphériques en s'affranchissant des mécanismes de suppléance mentale. Pour évaluer un changement de réglage d'une prothèse auditive qui agit sur le signal acoustique présenté, ce type de test semble donc plus pertinent.

Dans tous les cas, il faudra avoir recours à un test validé et normé en langue Française en respectant les paramètres choisis et la procédure.

Remerciements à J.C. Ceccato et C. Michey.

Références

Barrie A. Edmonds and John F. Culling - The spatial unmasking of speech: Evidence for better-ear listening *The Journal of the Acoustical Society of America* 2006 - 120(3):1539-45

Festen JM, Plomp R - Effects of fluctuating noise reception%and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing - *The Journal of the Acoustical Society of America* 1990-88:4, 1725-1736

Glasberg BR, Moore BC.- Psychoacoustic abilities of subjects with unilateral and bilateral cochlear hearing impairments and their relationship to the ability to understand speech.- *Scand Audiol Suppl.* 1989;32:1-25.

Killion Mead C.; Niquette, Patricia A - What can the pure-tone audiogram tell us about a patient's SNR loss -*The Hearing Journal*: March 2000 - Volume 53 - Issue 3

Lorenzi C., Gilbert G., Carn H., Garnier S., Moore B.C. - Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. 2006 - *Proc. Natl . Acad. U S A.* 103, 18866-9.

George A. Miller and J. C. R. Licklider - The Intelligibility of Interrupted Speech. *The Journal of the Acoustical Society of America* 1950 -Vol 22, number 2

Simpson SA1, Cooke M - Consonant identification in N-talker babble is a non monotonic function of N - *J Acoust Soc Am.* 2005 Nov;118(5):2775-8

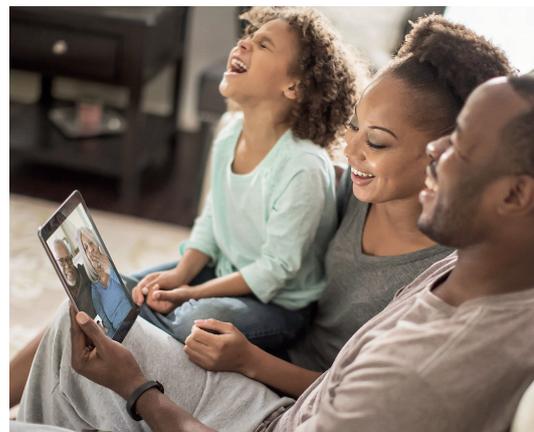
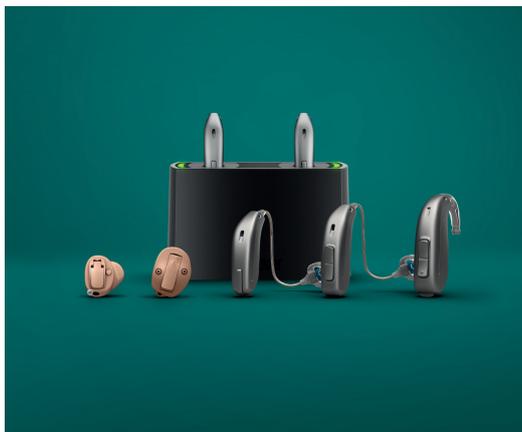
Tim Schoof* and Stuart Rosen -The role of auditory and cognitive factors in understanding speech in noise by normal-hearing older listeners - *Frontiers in Aging Neuroscience* November 2014 | Volume 6 | Article 307

Van Engen KJ, Bradlow AR - Sentence recognition in native- and foreign-language multi-talker background noise. *J Acoust Soc Am.* 2007 Jan;121(1):519-26

OTICON | Siya

Niveau jamais atteint en catégorie Essentiel !

Découvrez
LA NOUVEAUTÉ
incontournable
pour 2019 :
l'évidence "RACO"
est déjà là !*



Un bond en avant technologique dans la catégorie Essentiel

Et si vous pouviez offrir à vos patients une qualité sonore remarquable, une connectivité sans fil exceptionnelle et une gamme complète de styles et d'accessoires pour qu'ils profitent de la vie, tout simplement ?

Oticon Siya fonctionne sur notre plateforme ultra-rapide et unique, **Velox™**, qui permet notamment l'amélioration des technologies pointues ou énergivores telles que la **connectivité Bluetooth Low Energy 2,4 GHz**, le **traitement des sons haute résolution** ou encore, la **Directivité Multibande Adaptive**. Autant de fonctions haute performance et d'innovations technologiques qui permettent d'élever la norme pour tous !

Pour en savoir plus :

📞 01 41 88 01 50

@ oticon.fr/siya

in Oticon France

oticon
PEOPLE FIRST

* projet de Classification Sécurité sociale. Sous réserve du texte définitif et de l'acceptation des dossiers de classification
Prodition S.A.S., Parc des Barbanniers, 3 allée des Barbanniers, 92635 GENNEVILLIERS CEDEX - SIREN 301 689 790 R.C.S. NANTERRE



Rôle des indices acoustiques dans la compréhension de la parole chez les individus normoentendants et malentendants

Léo VARNET Chercheur postdoctoral - École Normale Supérieure
Laboratoire des Systèmes Perceptifs (LSP) CNRS UMR 8248 - Département d'Études Cognitives (DEC)
29, rue d'Ulm - 75230 Paris Cedex 05

1

Indices acoustiques et compréhension de la parole

Pour comprendre un son de parole, par exemple lors d'une conversation, le cerveau humain doit tout d'abord convertir le signal acoustique continu en une série d'unités linguistiques discrètes : les phonèmes, les syllabes, puis les mots. Il s'appuie pour cela sur certains éléments transitoires du son, appelés « indices acoustiques », qui sont caractéristiques du phonème auquel ils appartiennent et permettent d'identifier ce dernier de manière univoque. Une étape première et essentielle de la reconnaissance d'un mot prononcé par notre interlocutrice ou notre interlocuteur consiste donc à extraire ces indices acoustiques du son de parole et à les combiner en un percept phonémique ¹. Autrement dit, il existe un mécanisme de traduction entre les réalisations acoustiques des phonèmes et leurs représentations mentales abstraites dans le cerveau.

Ainsi, depuis les années 50, un large corpus d'études en psycholinguistique a démontré que l'identification des consonnes plosives telles que /d/ ou /g/ repose sur la détection d'indices multiples et redondants. Ces indices se situent notamment au niveau des attaques des premier, deuxième et troisième formants (F1, F2 et F3, cf. Figure 1), qui correspondent à des concentrations

d'énergie localisées en temps et en fréquence ²⁻⁴. C'est l'extraction et le traitement par le système auditif de ces détails extrêmement fins du son de parole qui permet au cerveau de reconnaître la syllabe effectivement prononcée.

La parole apparaît alors comme une forme de « code », reliant le signal physique et son contenu linguistique. L'intelligibilité du message repose donc en premier lieu sur deux éléments : 1) une transmission correcte des indices acoustiques et 2) leur bonne extraction par le système auditif de l'auditrice ou de l'auditeur. A l'inverse, une altération de ces indices au sein du signal (par exemple lors d'une communication dans un environnement bruité) ou des déficiences lors de leur traitement (comme c'est le cas chez les personnes souffrant de troubles auditifs) peuvent compromettre gravement la compréhension.

Néanmoins, le son de parole est un signal complexe, constitué d'une multitude d'informations redondantes, certaines étant effectivement utilisées par le cerveau pour différencier les phonèmes, tandis que d'autres n'ont aucune incidence sur la compréhension. Dans l'exemple de la catégorisation des phonèmes /d/ et /g/ mentionné ci-dessus (Figure 1), par exemple, l'attaque des second et troisième formants (F2 et F3) constitue un indice acoustique primaire, jouant un rôle essentiel dans la compréhension, tandis que l'attaque du premier formant (F1) est un indice secondaire, de moindre importance dans la décision ⁵. Cette redondance des indices permet au système auditif d'assurer l'intelligibilité du message avec une grande robustesse. Il est ainsi capable d'adapter sa stratégie pour s'appuyer sur les indices les plus fiables dans un contexte d'écoute donné ⁶.

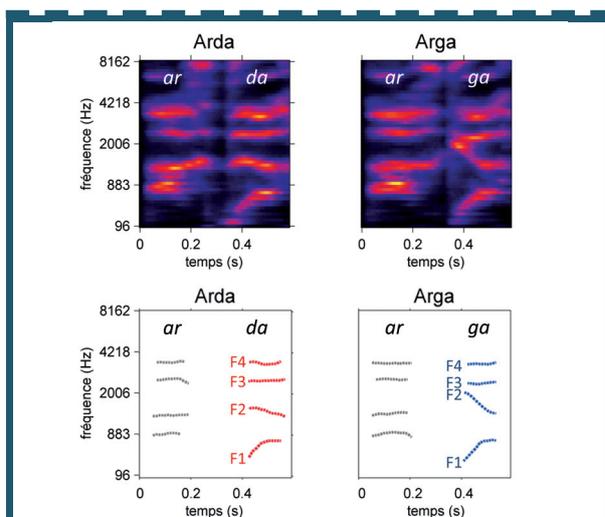


Figure 1. En haut : représentation temps-fréquence de deux productions de « Arda » et « Arga ». Les régions présentant la plus forte concentration d'énergie (formants) apparaissent en couleurs chaudes. En bas : trajectoires des quatre premiers formants F1, F2, F3 et F4 (les formants correspondant aux syllabes « da » et « ga ») sont représentés en rouge et en bleu, respectivement). La configuration exacte des attaques de F1, F2 et F3 détermine la perception de la deuxième syllabe comme un /da/ ou un /ga/.

2

Adaptations de la stratégie d'écoute lors de la compréhension de la parole dans le bruit

C'est le cas, notamment, pour des situations d'écoute réelles, dans lesquelles la communication est le plus souvent altérée par la présence d'un bruit de fond provenant de l'environnement sonore (discussions alentour, bruit ambiant...) ou par des problèmes de transmission (« friture » lors d'une communication téléphonique). Bien que ces conditions soient particulièrement défavorables pour la compréhension, la capacité du système auditif à utiliser un indice ou l'autre selon le contexte d'écoute lui assure une fiabilité jusqu'à présent inégalée par les systèmes de reconnaissance vocale. Ce mécanisme de « re-pondération » est difficile à mettre en évidence expérimentalement. En manipulant artificiellement les différents indices impliqués dans une tâche de catégorisation /d/-/t/ (trait de voisement), Serniclaes et Arrouas ⁷ ont démontré que les auditrices et auditeurs s'appuyaient exclusivement sur l'indice principal lorsque les phonèmes étaient présentés dans le silence.



Au contraire, en présence d'un bruit rendant cet indice primaire ambigu, leurs stratégies perceptives se reportaient sur l'usage d'indices secondaires, plus résistants aux dégradations.

L'absence d'indice acoustique absolument nécessaire à l'intelligibilité et la capacité d'adaptation extrêmement rapide du système auditif en réponse à la présence de bruit concurrent sont deux concepts pris en compte dans le modèle des canaux indépendants⁸⁻¹⁰. Ce modèle général de compréhension de la parole fournit la base théorique du calcul de l'Indice d'Articulation, une métrique d'intelligibilité de parole dans le bruit produisant des prédictions extrêmement fiables⁹. Ici, la plasticité du traitement dépend non seulement de la simple présence de bruit mais également de la composition spectrale de ce dernier : lorsque le spectre de parole est partiellement masqué par le bruit, le système auditif est en mesure de se reporter sur des bandes de fréquence pour lesquelles le niveau de bruit est localement plus favorable. Ce point est illustré par un cas extrême : les sons de parole restent intelligibles après suppression totale des fréquences supérieures à 1550 Hz, aussi bien qu'après suppression totale des fréquences inférieures à 1550 Hz^{10,11}. C'est donc que des indices hautes - ou basses - fréquences sont utilisés selon le type de dégradation (voir Figure 2).

3

Effets des pertes auditives sur les stratégies d'écoute

Un tel mécanisme de sélection est également utile lorsque les sources de dégradation du signal sont non plus externes à l'auditrice ou à l'auditeur, comme pour le bruit de fond, mais internes, comme dans le cas de la malentendance. En effet, les pertes auditives peuvent affecter différemment l'information contenue dans plusieurs régions fréquentielles. Par exemple les surdités « en pente de ski », qui affectent les fréquences les plus aigües du son en laissant intactes les fréquences graves, constituent l'un des profils audiométriques les plus répandus chez les personnes souffrant de pertes neurosensorielles. La situation des individus souffrant de ce type de pertes est alors relativement similaire, en première approximation, à celle des participantes et participants confrontés aux stimuli filtrés passe-bas dans l'expérience décrite Figure 2. Ainsi, même dans le cas où leurs pertes auditives les priveraient de l'usage des fréquences hautes, ceux-ci sont en mesure de se reporter sur l'usage d'indices basse-fréquences et, ainsi, de comprendre, bien qu'imparfaitement, les sons auxquels ils sont confrontés¹².

Dans ce contexte, le rôle de l'appareillage auditif est d'amplifier les fréquences correspondant aux pertes de sensibilité de l'utilisatrice ou de l'utilisateur, afin de restaurer l'audibilité des indices acoustiques

localisés dans ces régions. Malheureusement, en pratique, les bénéfices de l'amplification en termes d'intelligibilité apparaissent souvent limités, particulièrement dans les cas de surdités en pente de ski^{13, 14}. Ainsi, rétablir une sensibilité auditive normale chez les individus malentendants ne garantit pas un rétablissement de l'intelligibilité. De plus, les personnes appareillées commettent certaines erreurs systématiques d'identification de phonèmes plus fréquemment que les personnes normoentendantes (p.ex. confusions entre consonnes plosives)^{15, 16}. Ceci suggère l'existence de pertes supralimaires qui se surajoutent aux pertes de sensibilité mesurées par l'audiogramme, et ne sont pas compensées par l'amplification fournie par une audioprothèse.

En croisant des mesures d'audibilité, de détection et de reconnaissance de phonèmes dans le bruit, Turner et coll.^{17, 18} ont démontré que, contrairement au cas des personnes normoentendantes, les performances des personnes atteintes de pertes neurosensorielles dans une tâche d'identification de phonèmes ne sont pas directement prédites par leur capacité à détecter les indices acoustiques cruciaux. Autrement dit, dans le système auditif malentendant, les indices acoustiques peuvent être correctement détectés sans pour autant être utilisés efficacement pour la compréhension.

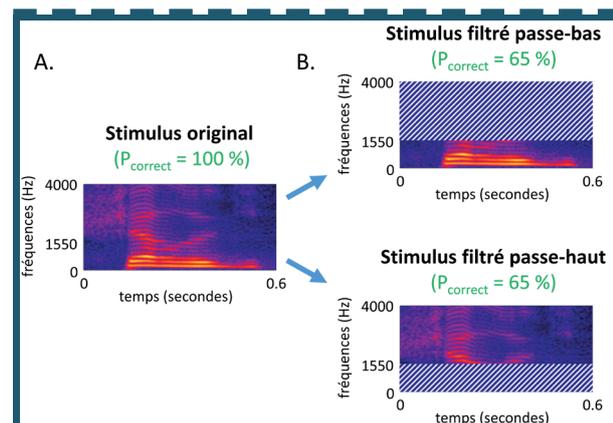


Figure 2. Illustration schématique de l'expérience de Harvey Fletcher^{10, 11}. Pcorrect correspond au pourcentage de bonnes réponses dans une tâche d'identification de syllabes (c.-à-d. à l'intelligibilité du son de parole). A. Représentation temps-fréquence d'un son de parole parfaitement intelligible. B. Deux versions filtrées de ce stimulus sont obtenues en supprimant les fréquences supérieures (respectivement inférieures) à 1550 Hz. En moyenne, les sons de parole filtrés de cette manière sont toujours globalement intelligibles (Pcorrect > 0 %). Ceci démontre que des indices multiples et redondants (situés au-dessous et au-dessus de 1550 Hz) permettent de comprendre la parole, et que le système auditif est capable d'utiliser les uns ou les autres en fonction de la situation d'écoute.

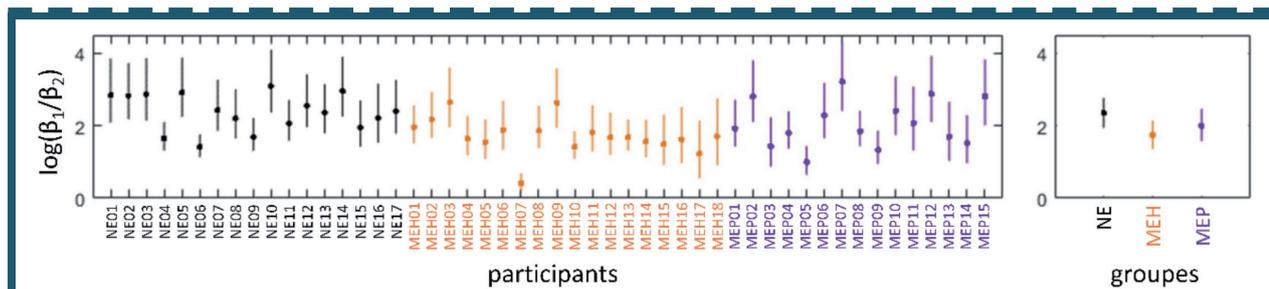


Figure 3. Log-ratios de sensibilité, mesure de l'importance accordée à l'indice haute-fréquence relativement à l'indice basse-fréquence dans la catégorisation /d/-/g/, par participant (panneau de droite) et par groupe (panneau de gauche). Les log-ratio positifs indiquent que les participants attribuent un poids perceptuel plus important à l'indice haute-fréquence. Les barres d'erreurs indiquent les intervalles de crédibilité à 95% des estimations.²⁰

Dans une étude récente ^{5, 19, 20} nous avons mesuré l'importance des indices acoustiques primaires et secondaires dans la catégorisation /da-/ga/ (cf. Figure 1) sur des individus normoentendants (groupe NE) ou malentendants (groupe ME). Ces derniers avaient un profil de perte soit plat (pertes équivalentes dans les hautes et les basses fréquences, groupe MEP) soit en pente de ski (pertes sévères dans les hautes fréquences et modérées dans les basses fréquences, groupe MEH) et bénéficiaient tout au long de l'expérience d'une correction auditive ajustée individuellement. Les résultats indiquent que les membres du groupe NE partageaient la même stratégie d'écoute générale : ils attribuaient un poids 9 fois plus important à l'indice situé dans les basses fréquences (attaques de F2 et F3) qu'à l'indice situé dans les hautes fréquences (attaque de F1). Ce rapport de poids pour le groupe NE est représenté en noir sur la figure 3, avec une échelle logarithmique (une valeur positive indiquant un poids plus important pour l'indice haute-fréquence).

Globalement, les deux groupes ME appareillés avaient une stratégie relativement similaire à celle du groupe NE : ils accordaient plus d'importance à l'indice haute-fréquence qu'à l'indice basse-fréquence (log-ratios positifs, cf. figure 3). Néanmoins, une différence substantielle a pu être observée entre les log-ratios des groupes NE (en noir sur la figure 3) et MEH (orange) : les membres de ce dernier groupe attribuaient relativement moins de poids à l'indice haute-fréquence, situé dans la région de leurs pertes cochléaires. Ainsi, les individus souffrant de pertes haute-fréquence ne parviennent pas à utiliser l'indice haute-fréquence aussi efficacement que leurs homologues normoentendants et, ce, même lorsqu'ils sont équipés d'un système d'amplification restaurant l'audibilité de cet indice. Autrement dit, même une fois appareillées, les personnes malentendantes ne sont pas en mesure d'adapter leurs stratégies d'écoute pour rejoindre celle des personnes normoentendantes.

Ces observations convergent avec les résultats préliminaires obtenus par d'autres équipes de recherche ²¹. Là aussi, les participantes et participants souffrant de pertes hautes-fréquences appareillés ont montré des difficultés à utiliser les fréquences hautes de la parole aussi efficacement que les individus normoentendants. Ces expériences mettent en évidence l'impact des troubles supraliminaires sur le traitement des indices acoustiques et, in fine, sur la compréhension de la parole.

4

Conclusion

La multiplicité et la redondance des indices acoustiques dans le son de parole permettent au système auditif d'assurer un décodage robuste de ce dernier. Il lui est en effet possible, dans le cas où un indice serait corrompu ou absent, de se reporter sur d'autres indices. Une telle adaptation des stratégies d'écoute est particulièrement profitable lorsque le signal est corrompu par l'ajout de bruit - comme c'est le cas dans la plupart des situations d'écoute réelles - ou lorsque des déficiences altèrent son traitement (par exemple chez les individus souffrant de troubles auditifs). Dans les deux cas, l'auditrice ou l'auditeur est en mesure d'utiliser préférentiellement les bandes de fréquence les plus fiables, limitant ainsi considérablement les effets délétères de la dégradation sur l'intelligibilité.

Dans ce contexte, le rôle de l'audioprothèse est de restaurer l'audibilité des indices situés dans la région des pertes cochléaires. Cependant, rétablir une sensibilité auditive normale chez les individus malentendants ne garantit pas un rétablissement de l'intelligibilité. Ainsi, des études récentes ont montré que les personnes souffrant de pertes hautes-fréquences appareillées demeurent incapables

d'utiliser efficacement les indices amplifiés et, en conséquence, ne tirent qu'un bénéfice limité de leur prothèse.

Merci à Christian Lorenzi, Christophe Micheyl, Diane Lazard et Chloé Langlet pour leurs contributions, et à Lisa Labbouz pour la relecture. Merci également à Starkey Hearing Technologies et à l'ENS Paris qui ont financé ces travaux de recherche.

Références

1. L. Varnet, "Identification des indices acoustiques utilisés lors de la compréhension de la parole dégradée," Theses, Université Claude Bernard - Lyon I, Lyon, France, 2015.
2. A. M. Liberman, P. C. Delattre, F. S. Cooper, and L. J. Gerstman, "The role of consonant-vowel transitions in the perception of the stop and nasal consonants," *Psychol. Monogr. Gen. Appl.*, vol. 68, no. 8, pp. 1-13, 1954.
3. L. Varnet, K. Knoblauch, W. Serniclaes, F. Meunier, and M. Hoen, "A Psychophysical Imaging Method Evidencing Auditory Cue Extraction during Speech Perception: A Group Analysis of Auditory Classification Images," *PLoS ONE*, vol. 10, no. 3, p. e0118009, Mar. 2015.
4. P. Delattre, "From Acoustic Cues to Distinctive Features," *Phonetica*, vol. 18, no. 4, pp. 198-230, 1968.
5. L. Varnet, C. Micheyl, and C. Lorenzi, "Caractérisation des stratégies individuelles d'écoute de la parole au moyen d'un blob noise," presented at the *Congres Francais d'Acoustique CFA '18*, Le Havre, France, 2018.
6. R. V. Shannon, F.-G. Zeng, V. Kamath, J. Wygonski, and M. Ekelid, "Speech Recognition with Primarily Temporal Cues," *Science*, vol. 270, no. 5234, pp. 303-304, Oct. 1995.
7. W. Serniclaes and Y. Arrouas, "Perception des traits phonétiques dans le bruit," *Verbum*, no. 2, pp. 131-144, 1995.
8. J. B. Allen, "How do humans process and recognize speech?," *IEEE Trans. Speech Audio Process.*, vol. 2, no. 4, pp. 567-577, 1994.
9. J. B. Allen, "Consonant recognition and the articulation index," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 117, no. 4 Pt 1, pp. 2212-2223, Apr. 2005.
10. F. Li and J. B. Allen, "Multiband product rule and consonant identification," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 126, no. 1, pp. 347-353, Jul. 2009.
11. H. Fletcher, "The nature of speech and its interpretation," *J. Frankl. Inst.*, vol. 193, no. 6, pp. 729-747, Jun. 1922.
12. G. Gilbert, C. Micheyl, C. Berger Vachon, and L. Collet, "Frequency-importance functions for speech in young and older listeners," in *Forum Acousticum*, Seville, 2002.
13. N. A. Lesica and B. Grothe, "Efficient Temporal Processing of Naturalistic Sounds," *PLoS ONE*, vol. 3, no. 2, p. e1655, Feb. 2008.
14. R. Plomp, "Auditory handicap of hearing impairment and the limited benefit of hearing aids," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 63, no. 2, pp. 533-549, Feb. 1978.
15. A. Abavisani and J. B. Allen, "Evaluating hearing aid amplification using idiosyncratic consonant errors," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 142, no. 6, p. 3736, Dec. 2017.
16. C. Scheidiger, J. B. Allen, and T. Dau, "Assessing the efficacy of hearing-aid amplification using a phoneme test," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 141, no. 3, p. 1739, Mar. 2017.
17. C. W. Turner and M. P. Robb, "Audibility and recognition of stop consonants in normal and hearing-impaired subjects," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 81, no. 5, pp. 1566-1573, May 1987.
18. C. W. Turner, D. A. Fabry, S. Barrett, and A. R. Horwitz, "Detection and recognition of stop consonants by normal-hearing and hearing-impaired listeners," *J. Speech Hear. Res.*, vol. 35, no. 4, pp. 942-949, Aug. 1992.
19. L. Varnet, C. Langlet, C. Lorenzi, and C. Micheyl, "Perceptual strategies for consonant discrimination in individuals with and without hearing loss," presented at the *IHCON International Hearing Aid Research Conference*, Tahoe City, California., 2018.
20. L. Varnet, C. Langlet, C. Lorenzi, D. S. Lazard, and C. Micheyl, "Normal-hearing and hearing-impaired individuals show distinct listening strategies for consonant discrimination in noise," *Trends Hear.*, no. X, submitted.
21. S. E. Yoho and A. K. Bosen, "Band importance functions of listeners with sensorineural hearing impairment," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 143, no. 3, pp. 1943-1943, Mar. 2018.



Profiter de chaque moment avec RONDO 2

Zéro contraintes, zéros manipulations. Le confort de ne penser à rien ! RONDO 2, avec sa recharge sans-fil révolutionnaire, offre une autonomie jusqu'à 18 heures. L'utilisateur peut profiter d'une journée d'écoute ininterrompue avec son système d'implant cochléaire. It's Never Been Easier*™

Plus d'informations sur medel.com



La station de recharge sans-fil n'est pas fabriquée par MED-EL.
*Cela n'a jamais été aussi simple

L'audio processeur RONDO 2 fait partie des systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY et SYNCHRONY PIN (Implant SYNCHRONY ou SYNCHRONY PIN et audio processeur SONNET/SONNET EAS et RONDO 2). Ces systèmes sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA inscrits à la LPPR. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités neurosensorielles bilatérales sévères à profondes, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel. Date de dernière modification : 06/2018. MED-EL, 400 Avenue Roumanille, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 | office@fr.medel.com



Indices acoustiques et intelligibilité

Tests phonétiques en audioprothèse : intérêt pour l'adaptation prothétique ?

Jehan GUTLEBEN Audioprothésiste D.E., membre du Collège National d'Audioprothèse

La perception d'un message vocal par le système auditif se fait par plusieurs étapes successives, que l'on peut résumer en quatre étapes principales :

- la **détection** du signal acoustique
- la **discrimination** des indices spectro-temporels constitutifs de ce signal (fonction de la qualité des filtres cochléaires)
- l'**identification** des faisceaux d'indices en tant qu'éléments phonologiques connus (fonction du crible phonologique de la langue maternelle ou acquise)
- la **compréhension** de la valeur sémantique des phonèmes regroupés en mots (fonction du filtre lexical)

Schématiquement, la détection et la discrimination dépendent principalement des processus périphériques, tandis que l'identification et la discrimination sont des processus plus centraux. Cette succession implique qu'une étape suivante dépende de la précédente ; cependant, le phénomène de suppléance mentale permet la compréhension malgré une discrimination altérée.

Parmi les tests d'audiométrie vocale, les tests phonétiques ont pour intérêt de cibler les capacités de discrimination et d'identification. Ainsi, le matériel vocal utilisé et les consignes de passation évitent (ou limitent fortement) les biais liés à la suppléance mentale. Parmi les tests existants, on retrouve les types d'items suivants : des phonèmes, des syllabes ou des mots monosyllabiques, des non-mots (logatomes).

Un test de discrimination phonétique consiste à présenter deux stimuli vocaux à un patient qui doit indiquer si ces stimuli sont identiques ou différents. Un autre mode de passation consiste à faire entendre au patient une suite d'items identiques, cette suite étant ponctuée de façon aléatoire par un item différent : le patient doit alors signaler dès qu'il perçoit un changement dans le flux émis. Il n'est donc pas demandé de reconnaître ni de répéter les items. Les tests de discrimination ont pour intérêt d'être administrés indépendamment de l'âge et des capacités langagières du patient (langue maternelle étrangère, accent, troubles phonatoires, ...).

Un test d'identification phonétique consiste à présenter des items non signifiants à un patient qui doit les répéter, ou éventuellement les identifier parmi une liste (choix forcé). Une tâche d'identification implique que les indices acoustiques perçus et discriminés aient permis l'identification d'un phonème appartenant aux langues connues du patient : c'est l'étape du crible phonologique (Troubetzkoy, 1970).

La finalité des tests de discrimination et d'identification est l'étude qualitative des distorsions, c'est-à-dire des indices acoustiques incorrectement perçus. Ces distorsions sont révélées par les indices acoustiques non discriminés qui différencient une paire d'items, ou par les écarts acoustiques entre un phonème émis et celui incorrectement identifié. Ces informations pourraient ainsi guider les corrections de réglages. La finalité de ces tests peut aussi être une simple évaluation quantitative, comme pour un test d'audiométrie vocale classique ; cela permet par exemple de quantifier le gain prothétique, ou de concourir à l'indication d'implantation cochléaire.

De façon non exhaustive, voici à titre d'exemples une liste de tests phonétiques qui ont été, ou sont encore pratiqués en France (certains sont disponibles sur le coffret de CD d'Audiométrie Vocale du CNA) :

- L'audiométrie Verbo-Tonale (Guberina, 1956) ^{1,2}

Ce test utilise des phonèmes ou des syllabes, filtrés par bandes de fréquences à l'aide d'un appareil baptisé SUVAG. Cette méthode permet de déterminer les bandes fréquentielles optimales pour l'identification de chaque phonème, et ainsi d'étudier les stratégies compensatrices développées par le malentendant testé.

- Le Test d'Identification par Paire Minimales (Fontanez & Béraha, 1975) ^{1,3}

Il s'agit d'une adaptation à usage audioprothétique du Test de Diagnostic par Paire Minimales de Peckels et Rossi (1973). Constitué de quatre listes de dix mots monosyllabiques de structure CVC (Consonne Voyelle Consonne), une seule consonne est comptabilisée par mot. Au total, les consonnes testées sont : /s/ /ch/ /f/ /l/ /m/ /z/ /v/ /t/ /k/ /p/. En 1978, une évolution est faite avec des logatomes de type VCV où les deux voyelles sont identiques (ex. : /ifi/ /apa/). Afin de faciliter l'analyse des traits distinctifs incorrectement perçus, une version informatisée de ce test a été développée en 2000 (logiciel TIPWin).

- Le Test Fréquentiel (Dupret, 1980) ¹

Le mémoire d'audioprothèse de J.P. Dupret a consisté en l'élaboration d'un test de neuf listes de dix logatomes de type CVC. Chaque logatome contient un phonème cible, de sorte à classer les neuf listes en trois groupes de trois listes, chaque groupe reflétant une bande fréquentielle : <1500 Hz, 2000 à 4000 Hz, et >4000 Hz. Les scores permettent ainsi de guider les corrections d'amplification.

- La Confrontation Indiciaire (Lefèvre, 1985) ⁴

La thèse de doctorat de phonétique de F. Lefèvre a consisté à équilibrer en difficulté les listes de logatomes (de type CVC) du Test de Netteté de J.P. Dupret. Les mots incorrectement répétés sont consignés, permettant l'analyse des confusions en comparant les paramètres fréquentiels des indices acoustiques (fondamental laryngé F0, formants F1 F2 et F3, bruit de friction ou d'explosion).

- Anapro (Virole & Azema, 1989) ⁵

Ce logiciel d'analyse des confusions phonétiques est basé sur les huit traits distinctifs du français décrits par Jakobson en 1979, et les indices acoustiques décrits par Delattre en 1958. Le calcul des erreurs spectrales et temporelles tient compte du contexte phonémique, pour émettre des préconisations de correction des réglages du gain et de la compression.

- Le Phonoscan (Virole, 1995) ^{1,6}

Ce test, spécifique des distorsions endocochléaires, est constitué de dix non-mots de type VCV, présentés en trois listes distinguées par l'ordre des dix logatomes. L'environnement phonétique est contrôlé de sorte à engendrer des transitions formantiques soit plates, soit très saillantes spectralement. Les résultats mettent en évidence les distorsions fréquentielles, temporelles et énergétiques.

- AŞE (Auditory Speech Sounds Evaluation) (Govaerts, 2006) ^{7,10}

Développé à la clinique Eargroup d'Anvers, ce logiciel se compose d'un ensemble de tests dont ceux de discrimination et d'identification de phonèmes isolés. La base de données comprend les phonèmes calibrés en durée, et permet la comparaison des spectres d'une paire non discriminée ou incorrectement identifiée.



- ATEC (Audiological Temporal Envelopes Comparison) (Levèvre, 2009) ⁴

Chaque trisyllabe identique (TSI) des sept listes du Test Syllabique a été enregistré pour en extraire les paramètres d'enveloppe temporelle. La saisie des phonèmes incorrectement répétés permet ainsi l'analyse en temps réel, en bande large et sur six bandes fréquentielles, des quatre paramètres d'enveloppe : la dynamique, le facteur de crête, la profondeur de modulation et la valeur RMS. Des indices d'acuité temporelle et fréquentielle sont également calculés.

De nombreux autres outils sont disponibles gratuitement sur internet. A titre d'exemple, voyez le site : phonetique.free.fr

Outre la passation des tests, l'informatique facilite l'analyse des confusions phonétiques. Mais au-delà d'une comparaison de spectres ou d'enveloppes temporelles, le dilemme réside dans l'interprétation des distorsions mesurées, et dans leur traduction en correction (ou non) des paramètres d'amplification. C'est dans ce sens que le logiciel Fox 8,9 a été développé à partir de 2008 par l'équipe du Pr Govaerts, puis mis à jour en 2014. Cet outil, qui utilise les principes d'intelligence artificielle, intègre un certain nombre de données issues notamment des tests phonétiques du logiciel AŞE, pour optimiser de façon automatique les réglages de patients implantés cochléaires. La demande systématique de nos patients pour une amélioration de leur capacité de compréhension, en particulier dans les situations bruyantes, devrait nous pousser à baser notre approche prothétique sur des tests phonétiques. Mais l'expérience nous force à constater qu'à ce jour, aucun outil

informatique ne s'est imposé pour remplacer le sens clinique de l'audioprothésiste. Il ne faut donc pas attendre de solution automatisée, mais utiliser les tests phonétiques comme des éléments s'ajoutant aux autres pour guider nos choix prothétiques.

Références

1. Précis d'audioprothèse, tome 1 : le bilan d'orientation prothétique. Collège National d'Audioprothèse
2. Verbotonale-phonetique.com
3. Monographie Amplifon n°33 (2002)
4. Les Cahiers de l'Audition, Vol.22 n°5
5. Intelligence artificielle et audiologie. Actes du colloque Tome II Handitec, 1989
6. Les Cahiers de l'Audition, Vol.8 n°1
7. Govaerts PJ and al. Auditory speech sounds evaluation (AŞE) : a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. Cochlear Implants International, 2006; 7(2): 97-116
8. Govaerts and al. Development of a software tool using deterministic logic for the optimization of cochlear implant processor programming. Otol Neurotol 2010 ; 31(6): 908-18
9. Vaerenberg and al. Experiences of the use of FOX, an intelligent agent, for programming cochlear implant sound processors in new users. Int J Audiol 2011 ; 50:50-58
10. Laura Fauquier. Test de discrimination phonémique AŞE : évaluation au profit de l'appareillage pédiatrique. Mémoire de M2Audiologie et trouble du langage, 2012.



À l'écoute de nos adhérents, nous redéfinissons nos services en permanence.

2016

Plateforme
partage

2017

e-learning

ISO 9001

2018

Plateforme
qualité

Déploiement
ISO 9001

2019

Chroniques
Dyapason

Plateforme
patients

Plateforme
Chat

Un réseau national
ouvert à tous.

J'ADHÈRE



Vincent GÉNOT
06 87 83 93 32



Philippe DELBORT
06 98 20 64 46

- dyapason.fr
- dyapason.audio
- dyapason.expert
- dyapason-chroniques.fr



Audition et émotions Perception et reconnaissance des indices vocaux liés aux émotions

Frédéric REMBAUD Membre du Collège National d'Audioprothèse - Cahors

Il peut sembler évident de traiter de l'émotion puisqu'elle se rattache à l'être humain et à tous les objets (abstraites comme concrets) qui l'entourent. La notion d'émotion liée à la perception des sons fait partie de ce vaste sujet. Ces notions d'audition et d'émotion font appel à plusieurs spécialités comme l'audiologie, la psychologie, la neuroscience, l'acoustique ou bien la science du numérique...

Peu d'études traitent de ces deux sujets, et pourtant, le traitement des informations induites s'opère au même endroit : notre cerveau cognitif. La tendance des recherches actuelles en audiologie est de tenter de comprendre les concepts cognitifs mis en jeu dans la compréhension de la parole en milieu complexe, il s'avère que la perception de l'émotion varie elle aussi avec l'âge et met en jeu des stratégies cognitives compensatoires.

Dans la perception de la parole, deux informations sont à décrypter, d'une part lexicale (ce qui est dit) et d'autre part prosodique (comment cela est dit). La deuxième information va enrichir le contexte lexical par des informations acoustiques sources d'émotions. La question se pose alors de savoir si une altération de l'audition entraîne une altération de la perception des émotions.

Au vu du peu de travaux engagés et de l'intérêt majeur de comprendre les mécanismes de la perception des émotions et des troubles de l'audition, des chercheurs se sont réunis lors d'un workshop (1) à Nashville pour définir les principes de bases et les lignes directrices pour mener des investigations dans ce domaine. Un état des lieux de la littérature scientifique a été effectué.

Ce groupe de travail a pu conclure sur les points suivants : Définition de l'émotion, Système de classification, perception de l'émotion, matériel et méthodes, facteurs influant la perception de l'audition (revue de littérature).

Définition de l'émotion

L'émotion a été définie en utilisant les travaux de Mulligan et Scherer (2012).

L'émotion correspond à de courts épisodes affectifs qui sont gérés à travers les objets (Choses, organismes, événements, mémoires, comportements) qui créent des changements dans le corps qui peuvent être ressentis et évalués.

Deux systèmes de classification ont été retenus :

- Le Système catégorique : descripteurs basiques (Colère, Joie, Tristesse, Neutre...).
- Le Système dimensionnel : éveil (Mobilisation d'énergie Calme versus Excité), Valence (Côté Agréable versus Désagréable), Prédominance.

La perception de l'émotion peut être envisagée de deux manières :

- La perception de l'émotion intra-individuelle se rattache à comment évolue notre perception de l'émotion.
- La perception de l'émotion inter-individuelle décrit la manière dont on perçoit les émotions par rapport aux autres.

Matériel et méthodes

Le groupe de travail de Nashville a soulevé le problème de la diversité des matériaux (questionnaires, tests auditifs, tests par images...) et des stimuli. Dans un souci de cohérence et de mutualisation des données, un recensement des matériels existants a été effectué.

Les méthodes subjectives

Les questionnaires permettent de rendre compte de l'émotion inter-individuelle. Le plus couramment utilisé est le EMOCHEQ (EMOtional Communication HEaring Questionnaire) qui comporte 16 items avec 4 domaines.

Les évaluations subjectives de la perception de l'émotion intra-individuelle font appel aux méthodologies par catégorie. Cela consiste à marquer l'émotion ressentie en réponse à un stimulus. Ce type d'évaluation peut aussi faire l'objet de l'utilisation d'échelles validées (listes d'adjectifs par exemple). La méthodologie basée sur les schémas dimensionnels va permettre d'évaluer l'éveil et la valence de chaque individu et son évolution. Une représentation de l'émotion par image est disponible.

Les méthodes objectives

Pour mesurer de manière objective la perception des émotions entre individus, il faut faire appel aux études comportementales, on peut demander d'identifier ou reconnaître des émotions à l'aide de réponses fermées.

Les mesures physiologiques périphériques (mesures activité musculaire, Physiologie neurale EEG, MagnetoEG...) font partie des mesures objectives quantifiables pour la perception de l'émotion.

Stimuli

Il existe plusieurs stimuli pour mesurer la perception de l'émotion, la plupart sont sonores et peuvent être une production de parole verbale ou non, un extrait musical ou des sons se produisant naturellement.

Dans le cas de production de parole, on pourra faire varier le genre (homme/femme) ou/et l'âge (Agé/jeune) et le nombre d'émotions testées (de 4 à 10). On peut citer en exemple le TESS (Toronto Emotional Speech Set) qui utilise la parole de 2 locutrices féminines différenciée par leur âge. Elles jouent 7 émotions. Le MAV (Montreal Affective Voices) regroupe 90 vocalisations non-verbales jouées par 10 acteurs (5 Hommes/5 Femmes) dans 10 émotions différentes. Enfin le MEB (Musical Emotional Bursts) regroupe 80 échantillons de musique joués par des musiciens sur violon et clarinette. Cette liste n'est pas exhaustive et d'autres stimuli sont à disposition.



Etat des lieux de la littérature Effets sur la perception de l'émotion

L'âge

Il y a un effet de l'âge entre les individus, les sujets jeunes ont une meilleure reconnaissance de l'émotion jouée que les sujets âgés. La reconnaissance de l'intonation triste est plus marquée par l'effet de l'âge.

D'un point de vue intra-individuel, l'effet de l'âge est moins évident. D'une part l'âge augmente la gamme des réactions émotionnelles (agréable devient plus agréable et inversement) et d'autre part la réponse émotionnelle aux images ou à peu de stimuli est difficile à mesurer. Il y a de plus en plus de preuves qui montrent que l'absence de déficit lié à l'âge est due à des stratégies cognitives compensatoires. Les sujets âgés engagent des zones du cortex pré-frontal avec une sous-activité amygdalienne pour les stimuli désagréables.

La perte d'audition

Entre individus, du fait de l'importance de la fréquence fondamentale laryngée F0 et de la hauteur tonale à la reconnaissance de l'émotion vocale, on pourrait s'attendre à ce qu'une perte d'audition ait un effet négatif sur la perception des émotions. Les réponses ne sont pas claires et dépendent fortement de la perte d'audition et de l'âge cognitif du sujet. La divergence des seuils Basses fréquences dans la littérature pourrait expliquer en partie la variabilité des conclusions ainsi que les différents résultats des participants dans des situations complexes.

Les malentendants âgés sont moins touchés par les sons émotionnels que les normo-entendants âgés. Ils présentent un engagement plus marqué en zone préfrontale à contrario d'un engagement amygdalien suggérant des conséquences comportementales et cognitives de la perte sur les réponses émotionnelles. La perte auditive engendre une gamme réduite de valence. Une perte élevée induit une gamme réduite de réponses émotionnelles.

Cas particulier des enfants :

Les enfants atteints de surdité sévère présentent les mêmes troubles que les adultes. La perte auditive induit un retard de la mise en place de la perception des émotions. Le retard du développement affectif de l'enfant est consid er e comme un produit du retard de développement du langage et de la parole, plutôt qu'une distorsion ou une réduction des signaux acoustiques nécessaires à la reconnaissance de l'émotion. Les résultats des différentes études mettent en évidence l'interaction importante entre audition, développement du langage et perception des émotions chez l'enfant.

Appareillage

Il existe peu d'articles sur la perception des émotions et l'appareillage auditif. On peut noter que les enfants appareill es présentent des niveaux de perception des émotions identiques aux enfants normo-entendant de 5ans. Cela est moins évident pour les adolescents appareill es qui sont moins performants que leur homologues normoentendants.

L'ensemble de la littérature relate un effet limit e de l'appareillage sur la perception de l'émotion.

L'implant cochléaire ne restitue pas la tonalité des sons complexes en particulier les harmoniques de bas niveaux. Les implant es s'appuient sur des informations d'enveloppes temporelles, cela provoque un déficit majeur dans la production de discours et la perception des émotions (Jiam et al 2017). Ils ne reconnaissent pas la musique (Mc Dermott 2004).

Cependant, l'appareillage bimodal restitue une partie de la perception de l'émotion. L'augmentation du nombre de canaux am elior e la prosodie en particulier pour la perception de la joie. Les différentes stratégies de codage peuvent malheureusement affecter la reconnaissance de la prosodie.

Entraînement et Coaching

A ce jour, les programmes d'entraînement auditif rendent des résultats mitig es. La formation musicale ne donne pas de résultats favorables à la perception de l'émotion. La reconnaissance de la parole dans le bruit associé à une reconnaissance de l'émotion permet d'améliorer la perception de l'émotion.

Conclusion

Tout reste à faire dans l'audition et la perception de l'émotion. Dans un premier temps il faudra :

- Comprendre comment la perte d'audition et l'ajout d'amplification influencent les tests objectifs physiologiques quand on soumet un patient à un signal qui suscite de l'émotion ?
- Comprendre les implications larges des émotions liées à l'audition. Est-ce qu'une perte auditive mène à un déficit des processus de l'émotion et un appareillage r ehabilt e-t-il ce déficit ?
- Etudier le lien entre capacités auditives et perception de l'émotion.

Tout cela de manière méthodique et consensuelle en privilégiant les études cliniques avec appareillages.

Références

Hearing, Emotion, Amplification, Research, and Training Workshop: Current Understanding of Hearing Loss and Emotion Perception and Priorities for Future Research, E. Picou, G. Singh, H. Goy, F. Russo, L. Hickson, A. J. Oxenham, G. H. Buono, T. A. Ricketts, and S. Launer. Trends in Hearing Volume 22: 1–24 (2018).

Recognition of Emotional Speech for Younger and Older Talkers: BEHAVIOURAL FINDINGS FROM THE TORONTO EMOTIONAL SPEECH SET, K. Dupuis and M. K. Pichora-Fuller, Canadian Acoustics Vol. 39 No. 3 (2011) – 182-183 (2011).

PERCEPTION OF EMOTIONAL SPEECH BY LISTENERS WITH HEARING AIDS H. Goy, M. K. Pichora-Fuller, G. Singh and F. A. Russo ; Canadian Acoustics, 44, 182–183 (2016).

Intelligibility of Emotional Speech in Younger and Older Adults, K. Dupuis, M. K. Pichora-Fuller; EAR & HEARING, VOL. 35, NO. 6, 695–707 (2014)

Le patient malentendant appareill e perçoit-il les émotions véhiculées par la voix aussi bien qu'un normoentendant ? H.Fillol Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'audioprothésiste DE 2018.



Charge cognitive et accès au lexique

Dr. Fanny MEUNIER Université Côte d'Azur, CNRS, BCL, France

Le signal de parole est un signal acoustique particulier pour l'humain car essentiel à la communication ; au point que les sons de parole activent des aires corticales spécifiques (Samson et al., 2011; Coleman et al., 2007). On ne peut donc appréhender le traitement du signal de parole de façon similaire au traitement d'un signal acoustique d'autre nature et ses spécificités doivent être prises en compte. Notamment son traitement n'est pas monolithique et différents niveaux de traitement ont été définis: celui des traits phonétiques, celui de la phonologie, le lexical et le sémantique. Les modèles proposent différentes relations de dépendances entre ces niveaux et différentes temporalités d'activation. Dans nos études nous nous sommes intéressés au traitement sémantique, i.e., au sens des mots. En particulier nous avons voulu étudier l'impact que peuvent avoir des signaux sonores concurrents sur la compréhension de mots.

Pour capturer ces effets nous avons utilisé l'effet d'amorçage sémantique qui correspond à la facilitation du traitement d'un mot lorsque celui-ci est précédé par un autre mot sémantiquement relié (Mehta & Jerger 2014, Meunier & Segui, 2002 ; Carter et al., 2011). Par exemple j'identifie apéritif bien plus vite s'il est précédé du mot alcool ou cacahuète que s'il est précédé du mot ordinateur. L'effet d'amorçage sémantique est interprété comme reflétant la propagation automatique d'activations au sein du réseau sémantique (modèle de Collins & Loftus, 1975). La présentation d'un mot active un ou plusieurs concepts qui correspondent au sens du mot, et l'activation va se diffuser au sein du réseau ce qui va augmenter le niveau d'activation des unités les plus proches (mais voir de Wit & Kinoshita, 2015). L'accès à la sémantique est considéré comme une étape de traitement tardive et de haut niveau (Seidenberg & McClelland, 1989). Dans nos études, nous avons utilisé l'amorçage sémantique en situation de cocktail party afin d'évaluer l'impact de flux concurrents sur la profondeur des traitements linguistiques en nous focalisant sur le niveau sémantique, de l'accès au sens du mot.

Dans une première série d'expériences nous nous sommes intéressés à la possibilité que le traitement sémantique d'un mot ne soit pas automatique et que le fait d'entendre un mot, i.e., qu'il soit intelligible, ne soit pas suffisant pour inférer qu'il est compris. Dans nos expériences nous avons fait varier le nombre de voix dans le fond sonore (de 1 à 4) et parmi ces voix le nombre de voix prononçant des mots sémantiquement liés au mot cible présenté.

Si le traitement sémantique était automatique comme postulé par les modèles de Quillians (1967) et Collins et Loftus (1975), alors il ne devrait pas être influencé par l'augmentation du nombre de voix dans le fond sonore, et de manière générale il ne devrait pas être modulé, tant que les voix du fond sonore restent intelligibles. En revanche, si le traitement sémantique n'est pas automatique, alors celui-ci devrait disparaître ou au moins diminuer avec l'augmentation du nombre de voix en fond sonore. Les résultats de ces expériences montrent clairement que le traitement sémantique des mots n'est pas automatique et que l'augmentation du nombre de voix entraîne la disparition de l'effet d'amorçage sémantique alors même que l'intelligibilité est préservée.

D'autres études suggèrent également que le traitement de la parole ne se fait pas de manière automatique, et serait soumis à la disponibilité des ressources cognitives. Ainsi la présence d'une charge cognitive supplémentaire engendre une diminution des performances à la tâche de compréhension de parole. Par exemple, en 2011, Mattys et Wiget, ont montré que les gens avaient tendance à s'appuyer sur les connaissances préalables qu'ils avaient des mots plutôt que sur la perception lorsqu'ils étaient en situation de charge cognitive (une tâche visuelle concurrente, consistant ici à chercher un carré rouge parmi des carrés noirs et des triangles rouges) (voir aussi Mattys et al., 2014). Ces résultats indiquent que le traitement de la parole est coûteux cognitivement et ne se fait pas de manière automatique, mais serait soumis à la disponibilité des ressources cognitives. L'Effortfulness Hypothesis propose un modèle de répartition de ces ressources cognitives, dans le traitement de la parole.

L'Effortfulness hypothesis a été développée par Rabbitt (1968) suite à des études qui montraient que la capacité à mémoriser une série de chiffres chez des adultes normo-entendant étaient moins bonne lorsque les chiffres étaient présentés dans du bruit, bien qu'ils restent parfaitement intelligibles. A partir de ces résultats, Rabbitt développe l'Effortfulness Hypothesis, selon laquelle lorsque la parole est perçue dans le silence, les traitements bas niveau (i.e., acoustique, phonologique) sont effectués de façon quasi-automatique, et l'ensemble des ressources cognitives est alloué aux traitements de plus haut-niveaux (i.e., lexical, sémantique, mémoire de travail...). En revanche, lorsque le percept est dégradé, il y a réallocation des ressources cognitives sur les traitements de bas niveau (dans le but de rendre le signal intelligible) au détriment des traitements de haut-niveau (cf. Figure 1). Dans l'expérience de Rabbitt, la présentation des chiffres dans le bruit entraîne une réallocation des ressources cognitives sur les traitements bas niveau, diminuant ainsi les ressources cognitives disponibles pour les mémoriser et donc la diminution des scores.

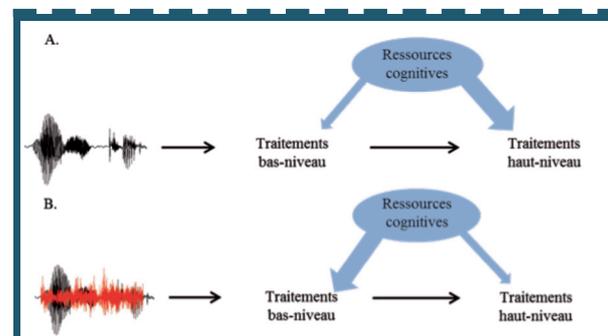


Figure 1 : Représentation graphique de l'Effortfulness Hypothesis (Dekerle, 2015, adapté de Wingfield et al., 2005). A. En condition d'intelligibilité optimale, peu de ressources cognitives sont allouées aux traitements de bas-niveau. Les ressources cognitives sont allouées aux traitements de haut niveau. B. En condition d'intelligibilité diminuée, les ressources cognitives sont allouées aux traitements de bas-niveau pour compenser le manque d'intelligibilité, peu de ressources sont donc disponibles pour le traitement de haut-niveau.



Certaines études ont permis de spécifier la nature des traitements de plus haut niveau lésés par la réallocation des ressources cognitives. Nous avons ainsi vu que la mémoire de travail était lésée par la réallocation des ressources cognitives, mais c'est également le cas pour les traitements linguistiques comme le traitement sémantique. Des études sur des populations adultes ont permis de mettre en évidence que le traitement sémantique est pénalisé par la dégradation du signal aussi bien en modalité visuelle (Gao et al., 2012; Gao et al., 2011; Hornickel et al., 2012), qu'en modalité auditive (Dekerle et al., 2014). Des difficultés à utiliser le contexte sémantique en situation de parole dans le bruit ont également été mises en évidence chez des enfants portant un implant cochléaire (Smiljanic & Sladen, 2013). Selon l'Effortfulness Hypothesis, la difficulté importante pour les enfants implantés à percevoir le signal de parole dans le bruit génère une réallocation des ressources cognitives sur les traitements de bas niveau (i.e., acoustique et phonétique) au détriment des traitements de plus haut niveau (i.e., traitement sémantique, mémoire de travail) qui auraient permis de mieux comprendre la phrase.

Bien que de nombreuses études se soient intéressées à l'impact de la diminution de l'intelligibilité du signal sur les traitements cognitifs de haut niveau, la nature des ressources cognitives impliquées reste assez vague.

Ces ressources cognitives, impliquées dans la compréhension de la parole dans le bruit, sont probablement responsables, au moins en partie, de la grande variabilité interindividuelle que nous observons dans les résultats d'expérience de reconnaissance de mots en situation de cocktail party même parmi les participants tout venants sans troubles auditifs (Dekerle et al., 2014; Dole et al., 2012; Gautreau et al., 2013). Ces différences interindividuelles sont souvent majorées dans les populations présentant des troubles comme chez les personnes âgées malentendantes ou non (Pichora-Fuller et al., 1995; Tun et al., 2009; Wingfield et al., 2005).

Ces ressources cognitives impliquées dans le traitement des mots en situation de cocktail party sont appelées les fonctions exécutives. Le terme fonction exécutive est un terme « parapluie » faisant référence à un ensemble de compétences responsables de la coordination et du guidage des fonctions cognitives, du comportement et des émotions d'une personne. Nous nous sommes focalisés sur le versant cognitif des fonctions exécutives qui recouvrent notamment la mémoire de travail, la planification, la priorisation, la fluidité, la prise de décision, et qui fait référence à un ensemble de traitements top-down recrutés lorsque l'on doit effectuer une tâche nécessitant attention et concentration. La plupart des auteurs distinguant 3 principales fonctions : (1) la mémoire de travail, (2) l'inhibition et (3) la flexibilité mentale (Diamond, 2013; Lehto & Elorinne, 2003; Miyake et al., 2000). Ces trois fonctions centrales sont considérées comme étant à la fois unifiées et séparables.

(1) La notion de mémoire de travail est définie comme la capacité à travailler sur une information qui n'est plus accessible au niveau perceptif (Baddeley & Hitch, 1994 ; Smith & Jonides, 1999). La mémoire de travail est cruciale lorsque l'information ne se conserve pas dans le temps, et c'est typiquement le cas de la parole, qui disparaît dès qu'elle est prononcée. Le système cognitif doit être capable de maintenir l'information passée et de la relier à l'information suivante pour en tirer du sens.

(2) Le concept d'inhibition s'applique à différents niveaux, principalement au niveau comportemental et cognitif. Au niveau comportemental, l'inhibition veille à l'exercice d'un certain self-control : par exemple ne pas répondre de façon impulsive, pouvoir

tolérer un délai ou encore rester immobile. Au niveau cognitif, l'inhibition permet d'ignorer les stimuli non-pertinents, distracteurs et ainsi de concentrer son attention sur la tâche.

L'inhibition et la mémoire de travail sont particulièrement liées dans le sens où l'une nécessite l'autre pour fonctionner correctement. En effet, maintenir en mémoire et utiliser les informations pertinentes suppose que l'on soit capable d'inhiber ce qui ne l'est pas. Réciproquement, l'inhibition des informations non pertinentes nécessite avant tout de savoir ce qui est pertinent, et donc, de maintenir en mémoire ce qu'il s'est passé précédemment (cf. Figure 2).

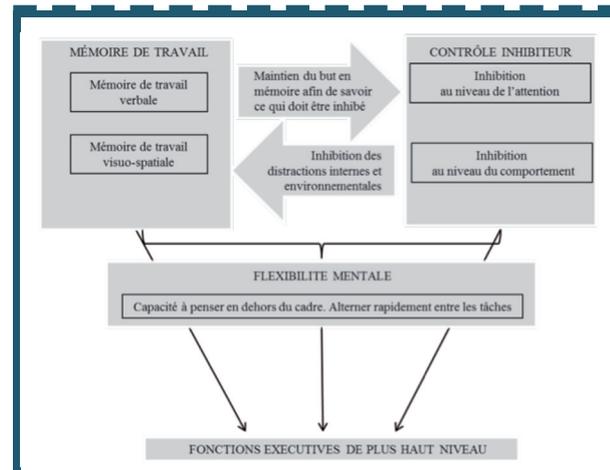


Figure 2 : Dekerle (2015), adapté de Diamond (2013). Modélisation des interactions entre les fonctions exécutives.

(3) La flexibilité mentale réfère à la capacité à changer de points de vue ou de règles. Au quotidien, elle se traduit par exemple par la possibilité de changer d'approche pour résoudre un problème. La flexibilité mentale implique d'être capable d'une part d'inhiber la règle précédente et d'autre part d'activer en mémoire de travail la nouvelle règle. En ce sens donc, elle se construit à partir de la mémoire de travail et de l'inhibition.

Nos expériences utilisent deux flux de parole simultanés et mesurent les effets d'amorçage sémantique lorsque l'amorce est présentée dans le flux de parole sur lequel le participant doit ou non, focaliser son attention. Les résultats montrent un effet d'amorçage sémantique significatif lorsque l'amorce est dans le flux attentif (i.e. le flux sur lequel le participant porte son attention). En revanche l'effet devient très fluctuant et n'est plus statistiquement significatif lorsque l'amorce est dans le flux inattentif (i.e. le flux sur lequel le participant ne doit pas porter son attention). Les corrélations entre ces effets pour chaque individu et leurs scores de fonctions exécutives ne révèlent aucun lien entre l'effet d'amorçage en flux attentif et ces scores. Ce qui peut s'expliquer par la facilité de la tâche pour la population de jeunes normo-entendant que nous avons testée. De même nous n'avons trouvé aucun lien entre les mesures d'empan de mémoire de travail et les effets d'amorçage que l'amorce soit en flux attentif ou inattentif. En revanche les effets d'amorçage sémantique individuels observés lorsque l'amorce est dans le flux inattentif, révèlent des corrélations avec les capacités d'inhibition (que ce soit comportemental ou cognitif) et de flexibilité. Ainsi, plus les individus ont des scores de flexibilité élevés, plus ils vont présenter des effets d'amorçage sémantiques non-pertinents. Plus les individus sont capables d'inhiber, moins ils présentent d'amorçage sémantique venant du flux sur lequel ils ne doivent pas porter leur attention.

Cette étude montre l'importance des fonctions exécutives dans la gestion des flux sonore non-pertinents. La bonne nouvelle est qu'il semblerait que certaines fonctions exécutives comme les capacités d'inhibition soient entraînables et de futures recherches devront explorer si ce type d'entraînement peut être bénéfique, par exemple pour faciliter l'acceptation d'une prothèse en facilitant l'inhibition des bruits non-pertinents.

Ainsi, il reste primordial de garder à l'esprit que reconnaître ou répéter un mot n'implique pas forcément que le mot a été compris. Le traitement sémantique de la parole repose sur la disponibilité des ressources cognitives dont la répartition serait modifiée par la présence de signaux concurrents.

Références

- Baddeley, A., & Hitch, G. (1974). Working Memory. In G. H. Bower (Ed.), *The psychology of learning and motivation: Advances in research and theory* (Vol. 8, pp. 47-89). New York: Academic Press.
- Carter, M. D., Hough, M. S., Stuart, A., & Rastatter, M. P. (2011). The effects of inter-stimulus interval and prime modality in a semantic priming task. *Aphasiology*, 25(6-7), 761-773.
- Coleman MR, Rodd JM, Davis MH, Johnsrude IS, Menon DK, Pickard JD, et al. Do vegetative patients retain aspects of language comprehension? Evidence from fMRI. *Brain* 2007; 130: 2494-507.
- Collins, A., & Loftus, E. F. (1975). A spreading-activation theory of semantic processing. *Psychological Review*, 82(6), 407-428.
- Dekerle, M. (2015). L'impact de la dégradation du signal de parole sur le langage, de sa représentation à sa compréhension
- Dekerle, M., Boulenger, V., Hoen, M., & Meunier, F. (2014). Multi-talker background and semantic priming effect. *Front Hum Neurosci*, 8, 878. doi: 10.3389/fnhum.2014.00878
- Diamond, A. (2013). Executive functions. *Annu Rev Psychol*, 64, 135-168. doi: 10.1146/annurev-psych-113011-143750
- Dole, M., Hoen, M., & Meunier, F. (2012). Speech-in-noise perception deficit in adults with dyslexia: effects of background type and listening configuration. *Neuropsychologia*, 50(7), 1543-1552. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2012.03.007
- Gao, X., Levinthal, B. R., & Stine-Morrow, E. A. (2012). The effects of ageing and visual noise on conceptual integration during sentence reading. *Q J Exp Psychol (Hove)*, 65(9), 1833-1847. doi: 10.1080/17470218.2012.674146
- Gao, X., Stine-Morrow, E. A., Noh, S. R., & Eskew, R. T., Jr. (2011). Visual noise disrupts conceptual integration in reading. *Psychon Bull Rev*, 18(1), 83-88. doi: 10.3758/s13423-010-0014-4
- Gautreau, A., Hoen, M., & Meunier, F. (2013). Let's all speak together! Exploring the masking effects of various languages on spoken word identification in multi-linguistic babble. *PLoS One*, 8(6), e65668. doi: 10.1371/journal.pone.0065668
- Hornickel, J., Knowles, E., & Kraus, N. (2012). Test-retest consistency of speech-evoked auditory brainstem responses in typically-developing children. *Hear Res*, 284(1-2), 52-58. doi: 10.1016/j.heares.2011.12.005
- Lehto, J. E., & Elorinne, E. (2003). Gambling as an executive function task. *Appl Neuropsychol*, 10(4), 234-238. doi: 10.1207/s15324826an1004_5
- Mattys, S. L., Barden, K., & Samuel, A. G. (2014). Extrinsic cognitive load impairs low-level speech perception. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *Psychon Bull Rev*, 21(3), 748-754. doi: 10.3758/s13423-013-0544-7
- Mattys, S. L., & Wiget, L. (2011). Effects of cognitive load on speech recognition. *Journal of Memory and Language*, 65, 145-160.
- Mehta, J. & Jerger, J. (2014). Variation in semantic priming across age groups: an AERP study. *Int J Audiol*, Apr;53(4):235-42.
- Meunier, F., Segui, J., 2002, «Cross-Modal Morphological Priming in French», *Brain and Language*, 83:1-3, pp. 89-102
- Miyake, A., Friedman, N. P., Emerson, M. J., Witzki, A. H., Howerter, A., & Wager, T. D. (2000). The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex «Frontal Lobe» tasks: a latent variable analysis. *Cogn Psychol*, 41(1), 49-100. doi: 10.1006/cogp.1999.0734
- Howard, C., Munro, K. & Plack, C. (2010). Listening effort at signal-to-noise ratios that are typical of the school classroom. *International journal of audiology*, 49(12):928-32.
- Murphy, D. R., Craik, F. I., Li, K. Z., & Schneider, B. A. (2000). Comparing the effects of aging and background noise on short-term memory performance. *Psychol Aging*, 15(2), 323-334.
- Pichora-Fuller, M. K., Schneider, B. A., & Daneman, M. (1995). How young and old adults listen to and remember speech in noise. *J Acoust Soc Am*, 97(1), 593-608.
- Quillian, M. R. (1967). Word concepts: a theory and simulation of some basic semantic capabilities. *Behav Sci*, 12(5), 410-430.
- Rabbitt, P. M. (1968). Channel-capacity, intelligibility and immediate memory. *Q J Exp Psychol*, 20(3), 241-248. doi: 10.1080/14640746808400158
- Samson, F., Hyde, K. L., Bertone, A. et al., (2011). Atypical processing of auditory temporal complexity in autistics. *Neuropsychologia* 49(3):546-55.
- Seidenberg & McClelland, 1989
- Smiljanic, R., & Sladen, D. (2013). Acoustic and semantic enhancements for children with cochlear implants. *J Speech Lang Hear Res*, 56(4), 1085-1096. doi: 10.1044/1092-4388(2012/12-0097)
- Smith, E., & Jonides, J. (1999). Storage and Executive Processes in the Frontal Lobes. *Science*, 283, 1657-1661.
- Tun, P. A., McCoy, S., & Wingfield, A. (2009). Aging, hearing acuity, and the attentional costs of effortful listening. *Psychol Aging*, 24(3), 761-766. doi: 10.1037/a0014802
- Wingfield, A., Tun, P. A., & McCoy, S. L. (2005). Hearing loss in Older Adulthood. What it is and how it interacts with cognitive performances. *Current directions in psychological science*, 14(3), 144-148.
- Wit, B. & Kinoshita, S. (2015). The masked semantic priming effect is task dependent: Reconsidering the automatic spreading activation process. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn*. 2015 Jul;41(4):1062-75. doi: 10.1037/xlm0000074. Epub 2014 Dec 8.

« Je peux facilement recharger mes aides auditives

Marvel quand je suis en déplacement. »

« Prends ton passeport,

nous partons au bout du monde ! »

*Téléphones compatibles avec la technologie sans fil Bluetooth® 4.2 et la plupart des téléphones Bluetooth® plus anciens. La marque et les logos Bluetooth® sont des marques déposées appartenant à Bluetooth SIG, Inc. Information produit sans engagement. Consultez la page www.phonakpro.fr/etudes. Produit soumis à prescription médicale. Consultez votre audioprothésiste. Bien lire les notices d'utilisation. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé portant le marquage CE.

Plus qu'une aide
auditive d'exception,
c'est une merveille
multifonctionnelle.

Un son riche et clair · Connexion aux smartphones*,
à la télévision, etc. · Rechargeable · Applications intelligentes

Une marque Sonova



Phonak Audéo™ Marvel
Un coup de foudre auditif

PHONAK
life is on



Veille acouphènes

Traitement acoustique de l'acouphène

PARTIE 2 : Les différentes thérapies sonores

Philippe LURQUIN

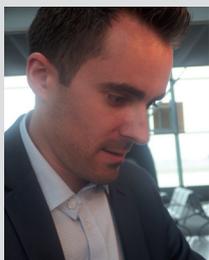


**Audioprothésiste,
Bruxelles-Charleroi**

Chargé de cours

**Membre du
Collège National
d'Audioprothèse**

G. KAMYSZ



**Audioprothésiste,
Ile de France**

Nous aborderons ici les deux principales thérapies employant une stimulation sonore qui nous paraissent les plus pertinentes à l'heure actuelle, de par les fondements théoriques dont elles relèvent.

Contexte

Depuis l'apparition de la Tinnitus Masking Therapy (TMT), première thérapie sonore (Vernon, 1977), la portée des thérapies sonores a pris un tournant ces dix dernières années, suite à l'évolution des théories de génération de l'acouphène, considérant son origine d'abord périphérique, puis centrale. Dans un premier temps, la cause suggérée, à savoir la perte auditive et plus spécifiquement dans la grande majorité des cas la lésion cochléaire, étant supposée être irréversible, les stimulations sonores visaient toujours à diminuer les conséquences de l'acouphène en procurant ainsi uniquement un certain soulagement au patient. Désormais, le quasi-consensus de l'origine centrale de l'acouphène (Eggermont & Roberts, 2015) ouvre de nouvelles voies ; certains types de stimulations sonores pourraient agir sur les modifications centrales à l'origine de l'acouphène, dans la mesure où ces modifications seraient réversibles.

Le bruit blanc

Le bruit blanc est un spectre sonore continu, dont la densité spectrale d'énergie acoustique est constante à travers toutes les fréquences (Howard, 2015). Plusieurs thérapies sonores telles que la TMT et la TRT emploient initialement ce spectre de bruit standard. Toutefois, dans la pratique audiolinguistique, le bruit blanc peut également être adapté au profil audiométrique du patient afin de compenser la désafférentation auditive (Davis et al., 2008).

Globalement, le bruit blanc aurait, comme évoqué précédemment, des vertus principalement neuro-

psychologiques (sortie du champ de conscience), mais aussi neuro-physiologiques (réactivation des relais sous-corticaux, diminution de l'hyperacousie), psychoacoustiques (diminution du contraste avec le bruit de fond, relaxation, distraction) et réhabilitatives par réactivation progressive des neurones désafférentés (Lurquin et al., 2015). De plus, l'étendue de ce spectre permettrait de surcroît d'activer un nombre maximal de fibres du nerf auditif, augmentant par la même occasion l'efficacité de la thérapie sonore.

D'un point de vue acoustique, le niveau d'intensité du bruit blanc revêt un rôle essentiel dans la mesure où différentes intensités relèvent d'approches théoriques distinctes, et visent ainsi à différents objectifs thérapeutiques. Dans un premier temps, la TMT a proposé un masquage total de l'acouphène au moyen, notamment, d'un bruit blanc, afin de soulager immédiatement le patient. Toutefois, l'efficacité de cette thérapie sonore demeure limitée (Henry et al., 2006). En effet, selon Jastreboff et Hazell (2004), une intensité de bruit supérieure au point de mélange serait à proscrire; elle causerait une modification de la perception de l'acouphène, rendant impossible l'habituation du patient à son acouphène originel. La TRT se démarque en préconisant un niveau d'intensité du bruit blanc plus faible afin de diminuer la détectabilité de l'acouphène (Henry et al., 2002) et aboutir à la sortie du champ de conscience.

Le niveau d'intensité du bruit blanc permettant une efficacité optimale se situe au point de mélange (Jastreboff & Jastreboff, 2006), et correspond à un niveau de masquage partiel auquel le bruit blanc et l'acouphène engendrent la même sensation d'intensité. Lurquin et al. (2015) indiquent d'ailleurs que la majorité des patients acouphéniques préfèrent le niveau d'intensité fixé au point de mélange (avec

un critère de choix essentiellement basé sur le confort).

Dès lors, lorsque le bruit blanc est adapté au profil audiométrique du patient, l'intensité est réglée dans chaque bande de fréquence de manière à obtenir une sonie équivalente à celle de l'acouphène (Lurquin, Real, Vannier, 2013). L'intensité subjective de l'acouphène étant en moyenne de 5 dB SL (Zirke et al., 2013) il en résulte une stimulation réglée à un faible niveau supraliminaire.

Les effets du bruit blanc, dans le cadre de la TRT, peuvent être mis en évidence chez 80% des patients acouphéniques (Jastreboff, 2015). De plus, l'auteur objective une amélioration significative de la gravité de l'acouphène dès le troisième mois de thérapie sonore. La sortie du champ de conscience, par ailleurs tributaire de la plasticité cérébrale du sujet (et donc de son âge) ne peut ainsi intervenir à court terme.

D'autre part, l'emploi d'un bruit blanc adapté à la perte auditive permet de diminuer significativement l'intensité de l'acouphène et ses implications sur la vie des patients acouphéniques (Schaette et al., 2010). Les auteurs indiquent toutefois que ces effets ne sont constatés que lorsque la fréquence de l'acouphène est comprise dans la bande passante de l'appareil auditif. Enfin, l'énergie spectrale du bruit blanc, censée s'étendre sur une gamme fréquentielle aussi large que possible, peut se voir limitée aux fréquences désafférentées (Schaette, 2006), auquel cas la stimulation sera appelée « bruit adapté » (Matched-Noise Stimulation). L'objectif de cette modification spectrale est de réguler spécifiquement l'activité neuronale en diminuant le gain central. Noreña et Eggermont (2006) préconisent également ce type de bruit adapté.

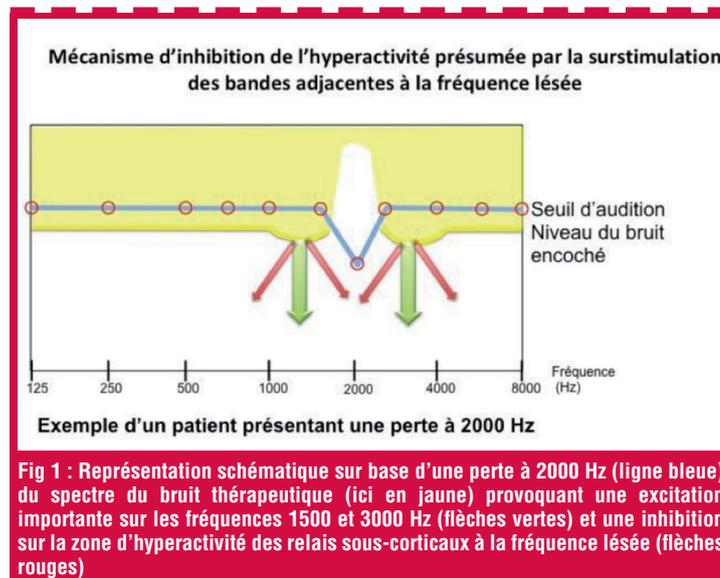


Le bruit encoché

Les thérapies sonores basées sur l'utilisation d'une stimulation encochée visent à inverser les conséquences de la réorganisation tonotopique et de l'hyper-synchronie neurale, en induisant une inhibition ciblée sur les neurones codant la fréquence de l'acouphène. La régulation de l'activité neuronale ainsi recherchée est principalement tributaire du mécanisme d'inhibition latérale précédemment décrit (Pantev et al., 2012).

Le matériel sonore employé peut être un bruit (Windowed White Noise) ou une musique (Tailor-Made Notched Music). Dans les deux cas, l'encoche est générée par un filtre coupe-bande centré sur la fréquence de l'acouphène, créant ainsi une désafférentation fonctionnelle localisée. Cela aura pour conséquences une forte inhibition de ces neurones et un renforcement de l'excitation des neurones codant pour les bandes adjacentes (Stein, Engell, Lau, et al., 2015). En effet, les neurones dont les fréquences caractéristiques sont comprises dans l'encoche ne sont pas excités par la stimulation acoustique. Ils reçoivent uniquement des influx inhibiteurs en provenance des neurones adjacents à l'encoche, et induisent sur ces derniers moins d'inhibition latérale (Figure 1).

De plus, la musique encochée est présentée à un niveau confortable, et voit la densité de son spectre harmonisée de manière à obtenir la même intensité à chaque fréquence (hors encoche) (Wunderlich et al., 2015). Le bruit encoché est pour sa part, tel que le bruit blanc, généralement ajusté au profil audiométrique du patient à un faible niveau supraliminaire. En compensant ainsi la perte auditive des fréquences extérieures à l'encoche, l'inhibition latérale sur la fréquence de l'acouphène se voit renforcée.



D'un point de vue acoustique, l'encoche est principalement caractérisée par trois propriétés : sa largeur de bande, les spécificités des bandes latérales (énergie et largeur), et la pente de transition spectrale. D'après Wunderlich et al. (2015), la largeur de bande de l'encoche (dans la mesure où celle-ci ne dépasse pas une octave) n'aurait pas d'influence significative sur les effets neuronaux ni même sur les résultats comportementaux. De plus, Stein et al. (2013) indiquent qu'au niveau du cortex auditif secondaire, les effets d'inhibition latérale sur les neurones situés au sein de l'encoche dépendent du niveau d'énergie et de la largeur des bandes latérales. Ils sont renforcés pour des bandes adjacentes étroites de plus forte intensité, permettant un meilleur contraste d'énergie spectrale (Stein, Engell, Lau, et al., 2015). Ces auteurs préconisent un renforcement de 20 dB et une largeur de 3/8 d'octave. Quant à la pente de transition spectrale, une saillance importante (pente raide) apporterait les meilleurs effets (Catz & Noreña, 2013).

Bien que les spectres sonores du bruit encoché et de la musique encochée présentent une grande similitude, ces deux types de stimulation présentent toutefois des différences de par leurs effets respectifs. La musique, vectrice d'émotions positives, permet d'activer les réseaux d'attention corticale (Pantev et al., 2012; Polley, Steinberg, & Merzenich, 2006; Zatorre, 2005). Elle sollicite également la mémoire ainsi que le système émotionnel et implique les mécanismes de récompense corticale (Pantev et al., 2012). De plus, elle peut favoriser, dans certaines conditions, la libération de dopamine dans le cortex auditif primaire, permettant à la plasticité cérébrale d'opérer plus aisément (Bao, Chan, & Merzenich, 2001). D'autre part, chez les sujets normo-entendants, Okamoto et al. (2010) montrent que le bruit encoché, contrairement à la musique encochée, peut induire après exposition, un acouphène transitoire connu sous le nom de Zwicker Tone. Globalement, les premiers effets du mécanisme d'inhibition latérale pourraient intervenir très rapidement.



> VEILLE ACOUPHÈNES

En effet, suite à une désafférentation sensorielle induite pendant trois jours par une musique encochée chez des sujets normo-entendants, Pantev, Wollbrink, Roberts, Engelen, et Lütkenhöner (1999) objectivent, au niveau du cortex auditif, une diminution de l'activité neurale aux fréquences encochées. Stein, Engell, Junghoefler, et al. (2015) confirment ces résultats chez des patients acouphéniques; ils observent au niveau des lobes temporal et pariétal une diminution de l'activité neurale évoquée par un son de même fréquence que l'acouphène, après trois jours d'exposition à une musique encochée. La plasticité neurale, induite par l'inhibition des neurones accordés à la fréquence de l'acouphène, a ainsi pu être mise en évidence après seulement quelques heures de stimulation encochée. Le mécanisme d'inhibition latérale semblerait par conséquent bien apporter des effets bénéfiques à très court terme. De plus, Pantev et al. (2012) ont enregistré l'amplitude des réponses auditives évoquées N1m en sollicitant soit le mécanisme d'habituation, soit le mécanisme d'inhibition latérale. Il en ressort des effets d'inhibition latérale à très court terme significativement plus importants.

A l'inverse, Lurquin et Coulon (2015) ont mis en évidence au moyen de l'acouphénométrie un avantage pour l'habituation induite par le bruit blanc, grâce à niveau minimal de masque significativement plus faible et à une diminution plus importante de la gêne.

D'autre part, plusieurs études se sont attachées à évaluer les effets à long terme de ce type de thérapie sonore. Ainsi, Okamoto et al. (2010) ont montré une diminution significative du niveau d'intensité subjective de l'acouphène (mesurée par échelle visuelle analogique) de 26% après douze mois de musique encochée. De plus, ils rapportent une réduction significative des réponses auditives évoquées ASSR (6%) et N1m (24%) par un son de même fréquence que l'acouphène. De même, Lugli, Romani, Ponzi, Bacciu, et Parmigian (2009) montrent également une réduction significative du niveau d'intensité subjective de l'acouphène (mesurée à l'acouphénométrie) de 75% après douze mois de bruit encoché, avec une diminution moyenne de 1dB par mois.

THERAPIE SONORE	SPECTRE	OBJECTIF
BRUIT BLANC TRT- Jastreboff (1990)	BRUIT BLANC LARGE BANDE	Sortie du champ de conscience, intensité au point de mélange
BRUIT BLANC & MUSIQUE Neuromonics - Davis (2006)	Musique filtrée	Sortie du champ de conscience progressive & compensation de la déprivation auditive
BRUIT ADAPTE Schaette (2006) Noreña et Eggermont (2006)	Bruit filtré	Compensation spécifique de la déprivation auditive permettant de diminuer le gain central
BRUIT ENCOCHE Lugli et al. (2009)	Bruit filtré coupe bande	Contre la réorganisation corticale grâce à l'inhibition latérale et diminuer l'hyperactivité neurale
MUSIQUE ENCOCHÉE Pantev	Musique filtrée	Utiliser l'inhibition latérale pour faire disparaître ou inhiber l'acouphène
NEUROMODULATION ACOUSTIQUE Tass et al. (2012)	Bruit oscillant en fréquence et en amplitude autour de celles de l'acouphène	Diminuer la synchronie neurale

Fig 2 : Description et caractéristiques des principales thérapies sonores existantes (Adaptation de Norena A. 2015)

Conclusion

A l'heure actuelle, les thérapies sonores connaissent un engouement sans cesse croissant. Les chercheurs tentent en effet d'établir le type de stimulation sonore permettant de contre le plus efficacement les implications négatives sous-jacentes à l'acouphène (traitement des conséquences), voire idéalement de supprimer définitivement cette sensation sonore (traitement de la cause). Dans ce cadre, les principales thérapies sonores sont fondées sur des principes théoriques et des objectifs distincts. Ceux-ci sont repris à la figure 2.

Les spectres sonores relèvent eux aussi d'objectifs distincts, et présentent des effets aux échéances différentes : le bruit blanc vise à l'habituation (sortie du champ de conscience) de l'acouphène, avec les premiers résultats significatifs intervenant après trois mois (Jastreboff, 2015), tandis que le bruit encoché vise à diminuer l'activité neurale sous-jacente à l'acouphène par le mécanisme d'inhibition latérale. Les premiers effets significatifs de celui-ci pourraient être objectivés après seulement trois jours (Pantev et al., 1999; Stein, Engell, Junghoefler, et al., 2015).

De plus, l'inhibition latérale apporterait à court terme des effets plus importants que l'habituation sur l'activité neuronale pathologique (Pantev, 2012).

Toutefois, Lurquin et Coulon (2015) ont mis en évidence un avantage pour le bruit blanc, grâce à niveau minimal de masque significativement plus faible et à une diminution plus importante de la gêne.

Dans ce cadre, notre travail - tout comme celui de chaque audioprothésiste aux prises avec un patient acouphénique fort invalidé - vise à établir une comparaison entre les effets d'inhibition latérale du bruit encoché supposés intervenir à court terme, et les effets d'habituation de la TRT impliquant nécessairement une durée de prise en charge plus longue. De par les disparités susmentionnées, nous sommes amenés à supposer que le bruit encoché puisse présenter une efficacité différente de celle du bruit blanc.

La profession d'audioprothésiste se trouve aujourd'hui face à ce carrefour thérapeutique que nous investiguerons davantage lors de notre prochaine veille.

A suivre...



Bibliographie

- Auerbach, B. D., Rodrigues, P. V., & Salvi, R. J. (2014). Central Gain Control in Tinnitus and Hyperacusis. *Frontiers in Neurology*, 5: 206. doi: 10.3389/fneur.2014.00206
- Bao, S., Chan, V. T., & Merzenich, M. M. (2001). Cortical remodelling induced by activity of ventral tegmental dopamine neurons. *Nature*, 412, 79-83. doi: 10.1038/35083586
- Catz, N., & Noreña, A. J. (2013). Enhanced representation of spectral contrasts in the primary auditory cortex. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 7: 21. doi: 10.3389/fnsys.2013.00021
- Chrol-Cannon, J., & Jin, Y. (2014). Computational modeling of neural plasticity for self-organization of neural networks. *Biosystems*, 125, 43-54. doi: 10.1016/j.biosystems.2014.04.003
- Davis, P. B., Wilde, R. A., Steed, L. G., & Hanley, P. J. (2008) Treatment of tinnitus with a customized acoustic neural stimulus: A controlled clinical study. *Ear, Nose & Throat Journal*. 87(6), 330-399.
- Deng, L., Ding, D., Su, J., Manohar, S., & Salvi, R. (2013). Salicylate selectively kills cochlear spiral ganglion neurons by paradoxically up-regulating superoxide. *Neurotoxicity Research*, 24(3), 307-319. doi: 10.1007/s12640-013-9384-5
- Eggermont, J. J., & Roberts, L. E. (2015). Tinnitus: Animal models and findings in humans. *Cell and Tissue Research*, 361(1), 311-336. doi: 10.1007/s00441-014-1992-8
- Furman, A. C., Kujawa, S. G., & Liberman M. C. (2013). Noise-induced cochlear neuropathy is selective for fibers with low spontaneous rates. *Journal of Neurophysiology*, 110(3), 577-586. doi: 10.1152/jn.00164.2013
- Gu, J. W., Herrmann, B. S., Levine, R. A., & Melcher, J. R. (2012). Brainstem auditory evoked potentials suggest a role for the ventral cochlear nucleus in tinnitus. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 13(6), 819-833. doi: 10.1007/s10162-012-0344-1
- Hauptmann, C., Ströbel, A., Williams, M., Patel, N., Wurzer, H., von Stackelberg, T., ... Tass, P. A. (2015). Acoustic coordinated reset neuromodulation in a real life patient population with chronic tonal tinnitus. *BioMed Research International*, 2015: 569052. doi: 10.1155/2015/569052
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Nagler, S. M., & Fausti, S. A. (2002). Comparison of tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(10), 559-581.
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Zaugg, T. L., Griest, S., Jastreboff, P. J., Vernon, J. A., ... Stewart, B. J. (2006). Outcomes of clinical trial: Tinnitus masking versus tinnitus retraining therapy. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2), 104-132.
- Herraiz, C., Diges, I., Cobo, P., & Aparicio, J. M. (2009). Cortical reorganisation and tinnitus: principles of auditory discrimination training for tinnitus management. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 266(1), 9-16. doi: 10.1007/s00405-008-0757-y
- Hesse, G., Andres, R., Schaaf, H., & Laubert, A. (2008). DPOAE and lateral inhibition in chronic tinnitus. *HNO*, 56(7), 694-700. doi: 10.1007/s00106-008-1730-1
- Hoare, D. J., Searchfield, G. D., El Refaie, A., & Henry, J. A. (2014). Sound therapy for tinnitus management: Practicable options. *Journal of the American Academy of Audiology*, 25(1), 62-75. doi: 10.3766/jaaa.25.1.5
- Howard, R. M. (2015). A signal theoretic introduction to random processes. Hoboken, NJ : Wiley & sons.
- Jastreboff, P. J. (1990). Phantom auditory perception (tinnitus): Mechanisms of generation and perception. *Neuroscience Research*, 8(4), 221-254. doi: 10.1016/0168-0102(90)90031-9
- Jastreboff, P. J. (2007). Tinnitus retraining therapy. *Progress in Brain Research*, 166, 415-423. doi: 10.1016/S0079-6123(07)66040-3
- Jastreboff, P. J. (2015). 25 Years of tinnitus retraining therapy. *HNO*, 63(4), 307-311. doi: 10.1007/s00106-014-2979-1
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2003). Tinnitus Retraining Therapy for patients with tinnitus and decreased sound tolerance. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 36(2), 321-336. doi: 10.1016/S0030-6665(02)00172-X
- Jastreboff, P. J., & Jastreboff, M. M. (2006). Tinnitus Retraining Therapy: A different view on tinnitus. *ORL*, 68(1), 23-30. doi: 10.1159/000090487
- Jastreboff, P. J., & Hazell, J. W. P. (2004). Tinnitus retraining therapy: Implementing the neurophysiological model. Cambridge: Cambridge University Press.
- Karabanov, A., Ziemann, U., Masashi, H., George, M. S., Quartarone, A., Classen, J., ... Siebner, H. R. (2015). Consensus Paper : Probing homeostatic plasticity of human cortex with non-invasive transcranial brain stimulation. *Brain Stimulation*, 8(5), 993-1006. doi: 10.1016/j.brs.2015.01.404
- Kujawa, S. G., & Liberman, M. C. (2009). Adding insult to injury: cochlear nerve degeneration after «temporary» noise-induced hearing loss. *The Journal of neuroscience*, 29(45), 14077-14085. doi: 10.1523/jneurosci.2845-09.2009
- Langers, D. R. M., de Kleine E., & van Dijk P. (2012): Tinnitus does not require macroscopic tonotopic map reorganization. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6:2. doi: 10.3389/fnsys.2012.00002
- Lopez-Poveda, E. A., & Barrios, P. (2013). Perception of stochastically undersampled sound waveforms: a model of auditory deafferentation. *Frontiers in Neuroscience*, 7 : 124. doi: 10.3389/fnins.2013.00124
- Lugli, M., Romani, R., Ponzi, S., Bacciu, S., & Parmigiani, S. (2009). The windowed sound therapy : A new empirical approach for an effective personalized treatment of tinnitus. *International Tinnitus Journal*, 15(1), 51-61.
- Lurquin, P., & Coulon, E. (2015). Vers une acouphénométrie 2.0 ? Etude du niveau minimal de masque et de l'inhibition résiduelle chez le patient acouphénique au moyen de deux types de bruit : le bruit blanc et le bruit encoché (Travail de fin d'études). Institut Libre Marie Haps, Bruxelles.
- Lurquin, P., Real, M., & Vannier, M. (2013). Du bon usage du bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 26, 36-39.
- Lurquin, P., Viudez, P., Esteve-Fraysse, M. J., & Thill, M. P. (2015). Le réglage des producteurs de bruit blanc. *Les Cahiers de l'Audition*, 28(1), 62-65.
- Makary, C. A., Shin, J., Kujawa, S. G., Liberman, M. C., & Merchant, S. N. (2011). Age-related primary cochlear neuronal degeneration in human temporal bones. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 12(6), 711-717. doi: 10.1007/s10162-011-0283-2
- Mann, Z. F., & Kelley, M. W. (2011). Development of tonotopy in the auditory periphery. *Hearing Research*, 276(2), 2-15. doi: 10.1016/j.heares.2011.01.011
- Møller, A.R. (2011). Epidemiology of Tinnitus in Adults. In A.R Møller, B. Langguth, D. De Ridder & T. Kleinjung (Eds.), *Textbook of Tinnitus* (pp. 29-37). New York: Springer. doi: 10.1007/978-1-60761-145-5_5
- Mühlnickel, W., Elbert, T., Taub, E., & Flor, H. (1998). Reorganization of auditory cortex in tinnitus. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 95(17), 10340-10343. doi: 10.1073/pnas.95.17.10340
- Noreña A. J. (2011). An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 35(5), 1089-109. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.11.003
- Noreña A. J., & Eggermont, J. J. (2003). Changes in spontaneous neural activity immediately after an acoustic trauma: implications for neural correlates of tinnitus. *Hearing Research*, 183(1-2), 137-153. doi: 10.1016/S0378-5955(03)00225-9
- Noreña, A. J., & Eggermont, J. J. (2006). Enriched acoustic environment after noise trauma abolishes neural signs of tinnitus. *NeuroReport*, 17(6), 559-563.
- Noreña, A. J., & Farley, B. J. (2013). Tinnitus-related neural activity: Theories of generation, propagation, and centralization. *Hearing Research*, 295, 161-171. doi: 10.1016/j.heares.2012.09.010
- Okamoto, H., Stracke, H., Stoll, W., & Pantev, C. (2010). Listening to tailor-made notched music reduces tinnitus loudness and tinnitus-related auditory activity. *Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America*, 107(3), 1207-1210. doi: 10.1073/pnas.0911268107
- Pantev, C., Okamoto, H. & Teismann, H. (2012). Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal tinnitus treatment. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6(50), 1-15. doi: 10.3389/fnsys.2012.00050
- Pantev, C, Wollbrink, A., Roberts, L. E., Engelen, A., & Lütkenhöner, B. (1999). Short-term plasticity of the human auditory cortex. *Brain Research*, 842(1), 192-199. doi: 10.1016/S0006-8993(99)01835-1
- Pienkowski, M., & Eggermont, J. J. (2011). Cortical tonotopic map plasticity and behavior. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(10), 2117-2128. doi: 10.1016/j.neubiorev.2011.02.002
- Polley, D. B., Steinberg, E. E., & Merzenich, M. M. (2006). Perceptual learning directs auditory cortical map reorganization through top-down influences. *The Journal of Neuroscience*, 26(18), 4970-4982. doi: 10.1523/jneurosci.3771-05.2006



> VEILLE ACOUPHÈNES

Recanzone, G. H., Schreiner, C. E., & Merzenich, M. M. (1993). Plasticity in the frequency representation of primary auditory cortex following discrimination training in adult owl monkeys. *The Journal of Neuroscience*, 13(1), 87-103.

Roberts, L. E., Eggermont, J. J., Caspary, D. M., Shore, S. E., Melcher, J. R., & Kaltenbach, J. A. (2010). Ringing ears: The neuroscience of tinnitus. *The Journal of Neuroscience*, 30(45), 14972-14979. doi:10.1523/jneurosci.4028-10.2010

Schaette, R. (2013). Computational modelling of tinnitus development. *Proceedings of Meetings on Acoustics*, 19, 050183. doi:10.1121/1.4799582

Schaette, R., & Kempster, R. (2006). Development of tinnitus-related neuronal hyperactivity through homeostatic plasticity after hearing loss : A computational model. *European Journal of Neuroscience*, 23(11), 3124-3138. doi:10.1111/j.1460-9568.2006.04774.x

Schaette, R., & Kempster, R. (2009). Predicting tinnitus pitch from patients' audiograms with a computational model for the development of neuronal hyperactivity. *Journal of Neurophysiology*, 101(6), 3042-3052. doi:10.1152/jn.91256.2008

Schaette, R., König, O., Hornig, D., Gross, M., & Kempster, R. (2010). Acoustic stimulation treatments against tinnitus could be most effective when tinnitus pitch is within the stimulated frequency range. *Hearing Research*, 269(1-2), 95-101. doi:10.1016/j.heares.2010.06.022

Schaette, R., & McAlpine, D. (2011). Tinnitus with normal audiogram : Physiological evidence for hidden hearing loss and computational model. *The Journal of Neuroscience*, 31(38), 13452-13457. doi:10.1523/jneurosci.2156-11.2011

Schaette, R., Turtke, C. & Munro, K. J. (2012). Reversible induction of phantom auditory sensations through simulated unilateral hearing loss. *Plos One*, 7(6): e35238. doi:10.1371/journal.pone.0035238

Seki, S., & Eggermont, J. J. (2002). Changes in cat primary auditory cortex after minor-to-moderate pure-tone induced hearing loss. *Hearing Research*, 173(1), 172-186. doi:10.1016/S0378-5955(02)00518-X

Stein, A., Engell, A., Junghoefer, M., Wunderlich, R., Lau, P., Wollbrink, A., Rudack, C., & Pantev, C. (2015). Inhibition-induced plasticity in tinnitus patients after repetitive exposure to Tailor-Made Notched Music. *Clinical Neurophysiology*, 126(5), 1007-1015. doi:10.1016/j.clinph.2014.08.017

Stein, A., Engell, A., Lau, P., Wunderlich, R., Junghoefer, M., Wollbrink, A., ... Pantev, C. (2015). Enhancing inhibition-induced plasticity in tinnitus - Spectral energy contrasts in Tailor-Made Notched Music matter. *PLoS One* 10(5): e0126494. doi:10.1371/journal.pone.0126494

Stein, A., Engell, A., Okamoto, H., Wollbrink, A., Lau, P., Wunderlich, R., ... Pantev, C. (2013) Modulatory effects of spectral energy contrasts on lateral inhibition in the human auditory cortex: An MEG study. *PLoS ONE* 8(12): e80899. doi:10.1371/journal.pone.0080899

Thai-Van, H., Micheyl, C., Noreña, A., & Collet, L. (2002). Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing loss slope in subjects with cochlear damage. *Brain*, 125, 524-537. doi:10.1093/brain/125.3.524

Thong, J. F., Wong, M. C., Junaidah, & Chan, Y. M. (2011). Habituation following Tinnitus Retraining Therapy in tinnitus sufferers. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 145(2), 94. doi:10.1177/0194599811416318a168

Turrigiano, G. G. (2008). The self-tuning neuron: Synaptic scaling of excitatory synapses. *Cell*, 135(3), 422-435. doi:10.1016/j.cell.2008.10.008

Turrigiano, G. G., & Nelson, S. B. (2004). Homeostatic plasticity in the developing nervous system. *Nature Reviews Neuroscience*, 5, 97-107. doi:10.1038/nrn1327

Vanneste, S., & De Ridder, D. (2015). Deafferentation-based pathophysiological differences in phantom sound: Tinnitus with and without hearing loss. *NeuroImage*, 129, 80-94. doi:10.1016/j.neuroimage.2015.12.002

Vernon, J. (1977). Attempts to relieve tinnitus. *Journal of the American Audiology Society*, 2(4), 124-131.

Vogler, D. P., Robertson, D., & Mulders, W. H. (2011). Hyperactivity in the ventral cochlear nucleus after cochlear trauma. *The Journal of Neuroscience*, 31(18), 6639-6645. doi:10.1523/jneurosci.6538-10.2011.

Weisz, N., Hartmann, T., Dohrmann, K., Schlee, W., & Noreña, A. (2006). High-frequency tinnitus without hearing loss does not mean absence of deafferentation. *Hearing Research*, 222(1-2), 108-114. doi:10.1016/j.heares.2006.09.003

Wienbruch, C., Paul, I., Weisz, N., Elbert, T., & Roberts, L. E. (2006). Frequency organization of the 40-Hz auditory steady-state response in normal hearing and in tinnitus. *NeuroImage*, 33(1), 180-194. doi:10.1016.j.neuroimage.2006.06.023

Wunderlich, R., Lau, P., Stein, A., Engell, A., Wollbrink, A., Rudack, C., & Pantev, C. (2015). Impact of spectral notch width on neurophysiological plasticity and clinical effectiveness of the Tailor-Made Notched Music Training. *Plos One*, 10(9):e0138595. doi:10.1371/journal.pone.0138595

Yang, S., Su, W., & Bao, S. (2012). Long-term, but not transient, threshold shifts alter the morphology and increase the excitability of cortical pyramidal neurons. *Journal of Neurophysiology*, 108(6), 1567-1574. doi:10.1152/jn.00371.2012

Yu, L. M., & Goda, Y. (2009). Dendritic signalling and homeostatic adaptation. *Current Opinion in Neurobiology*, 19(3), 327-335. doi:10.1016/j.conb.2009.07.002

Zatorre, R. (2005) Music, the food of neuroscience? *Nature*, 434, 312-315. doi:10.1038/434312a

Zheng, W. (2012). Auditory map reorganization and pitch discrimination in adult rats chronically exposed to low-level ambient noise. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 6: 65. doi:10.3389/fnsys.2012.00065

Zirke, N., Seydel, C., Arsoy, D., Klapp, B., Haupt, H., Szczepek, A., ... Mazurek, B. (2013). Analysis of mental disorders in tinnitus patients performed with Composite International Diagnostic Interview. *Quality of Life Research*, 22(8), 2095-2104. doi:10.1007/s11136-012-0338-9

ASSURANCES
aides auditives

Cabinet
BAILLY



Fondé en 1907 – 52600 HORTES

Des garanties complètes :

- PERTE (toutes causes)
- VOL
- CASSE
- PANNE

Des durées au choix :
1 an ou 4 ans

Appareils assurés pendant le prêt

A partir de 25€/an
CONTRAT
PARTENAIRES*

Audioprothésistes,
économisez jusqu'à 40% sur
votre multirisque professionnelle !

Tél : 03.25.87.57.22
Fax : 03.25.84.93.34
Courriel : ab2a.bailly@orange.fr
Site internet : www.ab2a.fr

* Pour vous : notre contrat multipro
Pour vos clients : des garanties et tarifs revus
CONTACTEZ NOUS !!!

SARL au capital de 1.800.000 € RCS Chaumont 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>

*Depuis 50 ans
au service des patients*

41ème congrès
des
audioprothésistes

22/23
mars
2019

**Exposition, ateliers pratiques,
événements.**

Palais des Congrès
de Paris



Veille Technique

Les innovations des industriels

ReSound GN

Une solution rechargeable plus avancée et plus facile à utiliser avec ReSound LiNX Quattro



Conçue pour une utilisation intuitive et fiable, ReSound LiNX Quattro est la solution rechargeable la plus avancée du marché. Grâce à sa batterie lithium-ion complètement scellée, sa petite taille et son autonomie remarquable, les utilisateurs peuvent compter sur leurs aides auditives plus d'une journée. Le système rechargeable ReSound LiNX Quattro a été évalué à la fois lors d'essais sur le terrain et lors d'un test d'utilisabilité plus formel que nous vous présentons ici. Nous ferons aussi un point plus détaillé sur les qualités de la batterie Li-ion intégrée.

Essais terrain

Dans un essai où 27 utilisateurs ont porté ReSound LiNX Quattro pendant

deux mois, 96% des participants étaient d'accord ou totalement d'accord pour dire que le système était facile à utiliser. 100% sont fortement d'accord pour dire que la batterie dure une journée complète d'utilisation. Dans l'ensemble, les utilisateurs ont été très satisfaits de la recharge de ReSound LiNX Quattro.

Test d'utilisabilité

Dix utilisateurs d'appareils auditifs qui ne possédaient pas d'appareils auditifs rechargeables et qui ne connaissaient pas ReSound LiNX Quattro ont évalué trois systèmes d'appareils auditifs rechargeables avec des batteries Li-ion intégrées. Outre ReSound LiNX Quattro, deux systèmes d'autres fabricants d'aides auditives haut de gamme ont été inclus en tant que référence du secteur en matière de solutions rechargeables. Les participants ont été invités à effectuer des tâches avec chaque système sans instructions, conseils ou modes d'emploi.

Pour chaque tâche, les points ont été attribués comme suit :

- Aucune difficulté : 2 points - le participant au test termine la tâche avec succès dans les 30 secondes.
- Difficile : 1 point - le participant au test termine la tâche en 30 à 120 secondes.

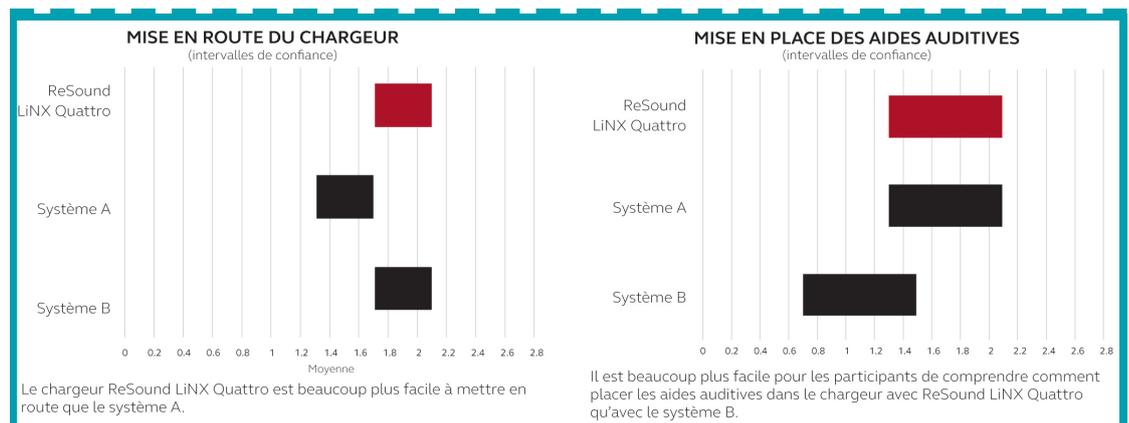
- Échec : 0 point - le participant au test ne parvient pas à terminer la tâche ou prend plus de 120 secondes pour terminer la tâche.
- Les résultats étaient clairement en faveur de ReSound LiNX Quattro.

Facilité d'utilisation perçue

ReSound LiNX Quattro et le système A ont été choisis comme étant les plus faciles à utiliser par un nombre égal de participants, alors qu'un seul participant a sélectionné le système B. En revanche, aucun des participants n'a sélectionné ReSound LiNX Quattro comme étant le plus difficile, tandis que sept ont indiqué le système B comme le plus difficile à utiliser.

Conclusions

La solution rechargeable ReSound LiNX Quattro a été très bien évaluée par les participants qui l'ont utilisée dans des essais terrain. Cela concerne à la fois la durée de vie de la batterie et les fonctionnalités du système rechargeable. Lors d'un test d'utilisabilité, les participants ont montré de hautes performances sur toutes les tâches avec le système ReSound LiNX Quattro, tandis que les performances variaient en





fonction de la tâche avec les deux autres systèmes. Pris ensemble, ces résultats font de ReSound LiNX Quattro le système rechargeable le plus convivial et ergonomique du marché.

Batteries lithium-ion dans la solution auditive rechargeable ReSound LiNX Quattro

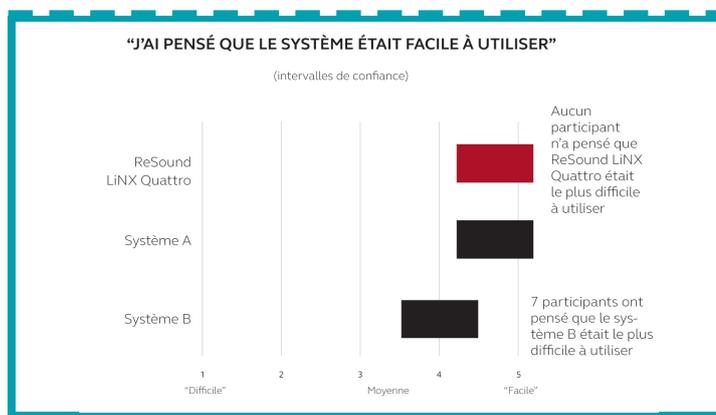
Les batteries rechargeables des aides auditives ReSound LiNX Quattro et du chargeur sont de technologie lithium-ion. Ces dernières sont couramment utilisées dans les appareils électroniques domestiques et personnels, tels que les téléphones portables, les tablettes, les ordinateurs portables, les batteries de secours, les brosses à dents, etc. Les raisons de ce succès : la charge est beaucoup plus durable que dans d'autres technologies et est extrêmement fiable.

Durée de vie de la batterie

Une charge de 3 heures offre jusqu'à 30 heures d'utilisation de vos aides auditives ReSound LiNX Quattro ou 24 heures lorsque vous écoutez en streaming des émissions télévisées, de la musique ou tout autre contenu audio pendant 50% du temps.*

Notre test en laboratoire de la pile lithium-ion dans l'aide auditive montre qu'après 4 ans d'utilisation, la capacité de la batterie fournira toujours plus d'énergie que nécessaire pour une utilisation quotidienne : jusqu'à 20 heures d'utilisation ou 16 heures lorsque vous écoutez du contenu en streaming 50% du temps.**

La capacité de la batterie du chargeur, une fois complètement chargée, fournit 3 charges complètes supplémentaires pour deux aides auditives ReSound LiNX Quattro. Notre test montre que la capacité



du chargeur sera d'au moins 80% après 4 ans. Il faut jusqu'à 3 heures pour recharger complètement le chargeur.

Méthode de charge

Le chargeur utilise une méthode de charge inductive.

Cette méthode exploite un champ électromagnétique pour transférer de l'énergie entre deux objets. Il n'y a pas de contact physique pouvant s'endommager ou s'oxyder, ce qui rend cette méthode de chargement très fiable. La puissance de charge est faible en énergie et ne chauffe donc pas. L'avantage de la charge inductive pour les utilisateurs est qu'elle évite d'avoir à aligner les aides auditives avec précision à l'intérieur du chargeur, ce qui rend le système de charge complet plus facile à utiliser, plus fiable et plus pratique.

Bonnes pratiques

Les batteries lithium-ion fonctionnent mieux à des « températures normales », par exemple de 15 °C à 35 °C. Évitez de ranger les aides auditives et le chargeur près de sources de chaleur ou de froid.

Le chargeur ne chargera pas les aides auditives si les températures sont inférieures à 0 °C ou supérieures à 40 °C. Entre 0 °C / 10 °C, le temps de charge sera

plus long. Si vous êtes dans un environnement où la température est inférieure à 0 °C, il est recommandé de porter le chargeur près du corps lors de la charge.

L'humidité provient de diverses sources, notamment de la transpiration. Si une solution de séchage est nécessaire, il est recommandé d'utiliser un récipient de séchage avec une capsule de séchage. Évitez d'utiliser un séchoir électrique. La chaleur du séchoir électrique accélère la détérioration de la batterie lithium-ion et réduit sa durée de vie.

La fréquence de chargement de la batterie de l'aide auditive n'a aucun effet sur sa durée de vie. Les appareils auditifs peuvent être rechargés à tout moment, sans souci.

Voyager avec ReSound LiNX Quattro

Si vous envisagez de voyager avec le chargeur d'aide auditive ReSound LiNX Quattro, vous devez l'emporter avec vous ou dans votre bagage à main, comme un ordinateur portable ou un téléphone portable.

* La durée de fonctionnement attendue de la batterie rechargeable dépend des fonctions activées, de l'utilisation d'accessoires sans fil, de la perte auditive, de l'âge de la batterie et de l'environnement sonore.

** Une utilisation quotidienne correspond à 16 heures d'utilisation.



Signia

Life sounds brilliant.

Insio Nx Les intra-auriculaires sur mesure pour une expérience auditive unique !

La correction auditive à l'aide d'appareils intra-auriculaires est l'une des solutions les plus demandées par les malentendants lors d'un premier appareillage mais ne représente pourtant que 8% du marché français des aides auditives. Bien que l'adaptation dans le conduit offre de nombreux avantages pour l'utilisateur, comme la discrétion ou la sonorité naturelle permise par le positionnement des microphones et le pavillon de l'oreille, le nombre d'appareillages effectués avec des intra-auriculaires ne progresse pas, au profit d'adaptations réalisées avec d'autres solutions, notamment les RIC équipés du Bluetooth® et/ou d'une technologie rechargeable.

Pour autant, les innovations proposées par les intra-auriculaires ne cessent de voir le jour rendant ainsi les adaptations dans le conduit encore plus performantes.

Les intra-auriculaires de la gamme Insio Nx font partie de ces innovations ! Équipés du récent processeur Nx de Signia, les Insio Nx intègrent les dernières technologies en matière de performances, de connectivité mais aussi de miniaturisation afin de proposer des modèles ultra-discrets tout en offrant les meilleures performances audiologiques.

De telles solutions sont aujourd'hui proposées grâce à plusieurs axes de développements.

Haute intelligibilité même avec 1 seul micro

Les dernières avancées audiologiques pour les aides auditives proviennent de la **gestion microphonique** des appareils. Dans le cas des intra-auriculaires, la **directivité microphonique** est souvent considérée comme moins importante de par leur positionnement dans le conduit auditif qui permet de conserver l'effet pavillonnaire de l'oreille. Cet effet nous permet de localiser les sons qui nous entourent grâce au filtrage réalisé par la forme spécifique du pavillon (un son provenant de devant ne sera pas entendu de la même manière qu'un son provenant

de derrière). Contrairement à un intra-auriculaire, un contour positionné derrière l'oreille ne bénéficiera pas de cet effet et devra le simuler de manière logicielle pour redonner une sonorité naturelle (Système TruEar). Les systèmes directionnels, quant à eux, sont présents sur un appareil auditif (BTE et RIC) non pas pour recréer cet effet pavillonnaire mais pour venir focaliser l'écoute des appareils dans une direction précise et faire ressortir de l'environnement sonore les sons provenant de la direction du regard du porteur des appareils. Leur rôle est donc d'améliorer le rapport signal/bruit des sons provenant d'une certaine direction.

La directivité microphonique est concrètement réalisée par la présence de 2 microphones par appareil permettant, par une analyse des décalages temporels et des intensités entre ces 2 micros, de créer un faisceau directionnel de captation. Hors, sur un intra-auriculaire il est très difficile de placer 2 microphones sur un même appareil, car ces derniers sont très petits. Pour relever ce défi, la technologie « **Directivité Binaurale oneMic** » a été intégrée aux appareils Insio, permettant ainsi de bénéficier d'une directivité microphonique à partir de la captation des microphones des appareils d'une adaptation binaurale.

Pour rappel, un faisceau directionnel est créé à partir de 2 microphones. Dans une adaptation intra-auriculaire binaurale, nous avons bien ces 2 microphones, mais un seul par appareil. La technologie e2e actuellement embarquée dans nos intras permet de transférer les signaux microphones d'un appareil à l'autre, sans fil. Virtuellement un appareillage en intra a donc bien 2 microphones (voir figure 2). Cette technologie, nous permet donc

de réaliser, même sur un appareillage en intra-auriculaire, une **directivité microphonique avec un seul micro** !

Cette « Directivité **Binaurale OneMic** » permet en milieu bruyant d'améliorer les capacités de compréhension du patient équipé de ses aides auditives. Une étude réalisée en 2014 par Powers et al, portant sur 15 sujets appareillés en binaural, utilisant des appareils intégrant cette technologie, a montré que l'amélioration du SRT (Speech-Reception Threshold, soit le seuil de reconnaissance de parole) est de 1,7 dB dans une tâche de compréhension de parole dans le bruit (bruit de parole provenant de différents azimuts autour du patient) [1].

Cette performance est désormais disponible sur les intra-auriculaires Insio et ce sur les 3 niveaux de performances proposés.

Par ailleurs, sur les modèles Insio Nx ITC et ITE, 2 microphones par appareil sont bien présents permettant, comme sur un appareillage en contour ou en écouteur déporté, de bénéficier d'un traitement encore plus performant de cette directivité.

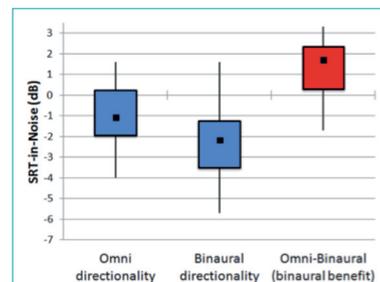


Figure n°2 : SRT (Seuil de reconnaissance de parole) dans le bruit pour 15 patients en mode omni directionnel, « Directivité Binaurale OneMic » et le bénéfice (en rouge) de l'un par rapport à l'autre. L'amélioration est en moyenne de 1,7 dB de ce SRT avec l'utilisation du mode binaural !

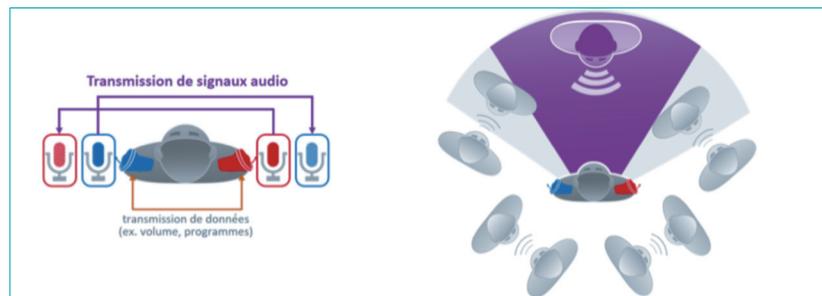


Figure n°1 : À gauche la transmission sans fil du signal microphonique par le système e2e entre 2 Intras. À droite et en violet, la captation directionnel résultant du système « Directivité Binaurale OneMic ».



Connectivité et parfait contrôle

Nos derniers Insio Nx (ITC/ITE) intègrent désormais, comme nos modèles contour et RIC, le protocole **Bluetooth® Low Energy*** qui permet au patient d'avoir une véritable interactivité entre ses appareils et son environnement.

Sur un smartphone (iOS), les appels téléphoniques, l'écoute de la musique ou bien encore le son d'une vidéo sont directement transmis en streaming et en stéréo dans les deux aides auditives sans aucun relais intermédiaire.

La compatibilité avec différents accessoires offre également de nombreuses fonctionnalités. Le son du téléviseur est transmis en stéréo directement dans les aides auditives grâce au StreamLine TV. Et avec le StreamLine Mic, les utilisateurs bénéficient du streaming audio, et en stéréo, depuis tous les périphériques Bluetooth que ce soit pour des appels téléphoniques, l'écoute de la musique, vidéos, etc.

Par ailleurs, les applications smartphones (touchControl™ et myControl™) permettent au patient une interaction poussée avec ses aides auditives. Changer de programme d'écoute, modifier le volume sonore ou suivre l'état des piles de ses appareils peut maintenant se faire en toute discrétion et de manière intuitive sur l'écran de son smartphone.

Le lien Bluetooth entre le smartphone du patient et les aides auditives permet d'échanger toutes sortes de données et aujourd'hui déjà, les appareils récupèrent les informations de mouvement (du gyroscope et/ou du GPS) du smartphone pour adapter le traitement du signal à l'activité en cours.

Miniaturisation des composants

La miniaturisation permet de réduire l'espace nécessaire aux composants mais aussi d'optimiser leur positionnement pour des appareils toujours plus discrets et perfectionnés.

Les microphones MEMS permettent cette optimisation tout en offrant encore plus de fiabilité. De plus, l'intégration de l'antenne e2e permet une communication avancée entre les deux appareils d'une même adaptation binaurale. Les modèles CIC intègrent au tiroir pile un bouton poussoir optimisé pour ne pas prendre de place

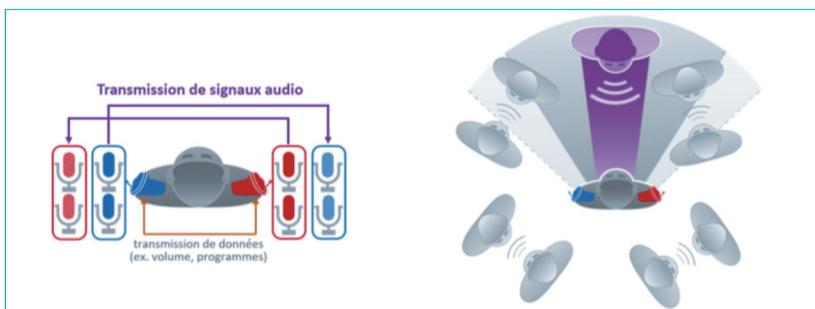


Figure n°3 : À gauche la transmission sans fil des signaux microphoniques par le système e2e entre 2 Intras ITC/ITE. A droite et en violet, la captation super-directionnel résultant de cette gestion microphonique avancée.



Figure n°4 : Accessoires Bluetooth compatibles avec les Insio Nx ITC/ITE

supplémentaire. Les modèles IIC vont encore plus loin dans la miniaturisation en positionnant le microphone à l'intérieur de la coque de l'appareil, la faceplate se résumant alors quasiment uniquement au tiroir pile. D'un point de vue acoustique, ce positionnement sera compensé électroniquement pour maintenir une sonorité naturelle. Enfin, sur les modèles ITC et ITE, l'antenne Bluetooth est directement intégrée à la faceplate garantissant une discrétion optimale.

Des solutions sur mesure pour un maintien optimal

Afin de garantir un maintien optimal des aides auditives dans le conduit, nous proposons deux évolutions parfaitement adaptées aux appareils intra-auriculaires.

Épaulement réalisé en 3D : il consiste en la réalisation des épaulements entièrement en 3D et donc répétables et modifiables à l'infini, s'affranchissant des opérations manuelles et garantissant une reproductibilité et solidité optimales. Ils sont également visibles sur nos logiciels de 3D et donc consultables sur demande afin de réaliser des ajustements.

Revêtement P1 agrippant : il s'agit d'un revêtement sérialisé permettant un agrippement de l'aide auditive dans le conduit du patient. Réalisé en deux couleurs différentes, rouge et bleu, afin d'aider à la différenciation des appareils.

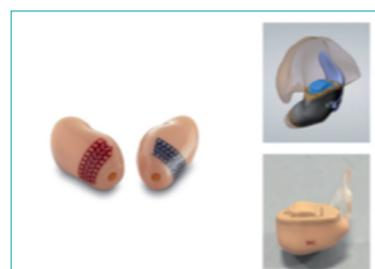


Figure n°5 : Solutions sur mesure : à droite épaulement 3D, à gauche Revêtement agrippant

Toutes ces solutions permettent de proposer aujourd'hui aux patients de nouvelles adaptations en intra-auriculaire encore plus abouties et toujours plus performantes.

Comme nous venons de le voir, les solutions proposées pour des adaptations en intra-auriculaire se font de plus en plus complètes et performantes. **La miniaturisation permet d'intégrer aujourd'hui au sein des appareils des solutions auparavant réservées aux contours ou RIC** pour des performances toujours plus importantes. L'adaptation de ces appareils dans le conduit bénéficie aussi d'innovations pour un maintien et un port d'appareil là aussi amélioré.

[1] Powers T & Froehlich M. (2014). Clinical Results with a New Wireless Binaural Directional Hearing System. *Hearing Review*, 21(11), 32-34.



Mieux entendre. Mieux vivre.

Muse iQ R LITHIUM-ION

Le rechargeable réinventé

Avec notre solution Muse iQ R, lancée au printemps dernier, nous avons réinventé le rechargeable.

Cet écouteur déporté, le plus petit appareil lithium-ion de sa catégorie, bénéficie de plus de 30 % d'autonomie en plus et d'une taille réduite de 30 % par rapport aux autres solutions disponibles.

Muse iQ R est une solution sans-fil, compatible avec l'intégralité des accessoires SurfLink.

La technologie sans-fil de Muse iQ R et de la plateforme Synergy en font la première solution lithium-ion rechargeable proposée en version CROS pour les patients présentant une surdité unilatérale. Bénéficiant d'une autonomie de 30 heures, vos patients n'ont plus à se préoccuper de changer les piles au beau milieu de la journée. Il leur suffit de recharger leurs aides auditives, comme leurs autres appareils électroniques.

NOUVEAU Mini Turbo Chargeur



Muse iQ R est également dotée d'une option de rechargement rapide. En 15 minutes seulement, les patients bénéficient de 2,5 heures d'autonomie.

Le bouton à bascule et ses fonctionnalités du RIC, appréciés des patients, ont été conservés, tandis qu'une activation/désactivation manuelle a été ajoutée, au besoin. Cette fonctionnalité permet une utilisation facile, tout en offrant la possibilité d'augmenter facilement le temps entre les charges. Cette fonctionnalité complète celle du chargeur Synergy.

Mini Turbo Chargeur

Le Mini Turbo Chargeur est un chargeur ultra rapide de poche conçu pour les aides auditives rechargeables batterie lithium-ion.

Les innovations technologiques les plus récentes en matière de batteries rechargeables lithium-ion, les rendant plus résistantes, thermiquement plus stables et permettant de se recharger en quelques minutes, ont été intégrées dans notre **Mini Turbo Chargeur**.

Le Mini Turbo Chargeur est notre nouvelle solution de recharge qui vient compléter notre chargeur doté de la pastille asséchante.

Très compact, le Mini Turbo Chargeur a été conçu pour effectuer une charge ultra rapide des aides auditives Muse iQ R. Il fonctionne lorsqu'il est branché sur secteur ou de manière autonome.

Sa station de charge est dotée d'une batterie intégrée, suffisamment puissante, pour effectuer :

Charge expresse

- En seulement 7 minutes, vos patients bénéficient d'une autonomie de 3 heures et demi.

Batterie intégrée pleine

- Permet quatre cycles de charge d'une stéréo d'aides auditives, l'équivalent de 120 heures d'autonomie.

Chargeur tout-en-un :

Doté d'une batterie suffisamment puissante pour assurer trois rechargements sans être relié au secteur.

Station de charge à ouverture facile :

Petite, hermétique, dotée d'une pastille asséchante et facile à utiliser, la station de charge peut servir à transporter et à ranger les aides auditives lorsqu'elles ne sont pas utilisées.



Mise en marche automatique : Les aides auditives s'allument automatiquement lorsqu'elles sont retirées du chargeur.

Indicateurs de charge LED : Les patients voient si leurs aides auditives sont en charge ou rechargées.



Vos patients peuvent ainsi profiter de leurs aides auditives en continu sans risque de panne de batterie.

Notre Mini Turbo Chargeur peut s'avérer aussi très utile à l'audioprothésiste lors des adaptations en cabine, car il n'a pas besoin d'être branché sur secteur.

Petit et pratique, notre Mini Turbo Chargeur devient l'accessoire incontournable pour les utilisateurs actifs, voyageant beaucoup, sportifs, connectés et utilisant souvent le « streaming »... ou encore les personnes qui oublient de recharger leurs aides auditives.

Fidèle compagnon, le Mini Turbo Chargeur saura se faire discret dans sa pochette de protection et trouvera sa place aisément dans une poche ou dans un sac à main.

Que ce soit à la maison ou à l'extérieur, vos patients auront leurs aides auditives toujours prêtes à l'emploi. Ils pourront recharger leurs aides auditives **à tout moment et n'importe où.**

Station de charge :

Dotée d'une batterie intégrée suffisamment puissante pour assurer quatre rechargements sans être reliée au secteur.

Contrôle de l'état de charge : Deux pressions rapides sur cette zone, permettent de contrôler l'état de charge soit des aides auditives si celles-ci sont dans leur compartiment, soit de la batterie intégrée.



Indicateurs de charge LED :

Les patients voient si leurs aides auditives sont en charge ou rechargées.



Transport :

Une pochette de protection pour le transport.

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE DU COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE



Déposez vos petites annonces

dans la revue incontournable **distribuée gratuitement à tous les audioprothésistes français** et aux étudiants de 2^{ème} et 3^{ème} année en faculté d'audioprothèse

La mise en ligne est offerte sur www.lescahiersdelaudition.fr

pour toute parution au sein de la revue

Pour tout renseignement, contacter Les Cahiers de l'Audition : editions-cna@orange.fr



Meilleurs voeux pour cette nouvelle année

POUR BIEN COMMENCER L'ANNÉE

83%

des utilisateurs
sont satisfaits de MyProfonia

DERNIÈRES NOUVEAUTÉS

Accès assistant.e

Remontée des confusions phonétiques

Notifications pour l'entraînement auditif

*En 2019,
réveillez le super-héros
qui sommeille en vous !*





PHONAK

life is on

Phonak AutoSense OS™ 3.0 Le nouveau système d'exploitation automatique amélioré



Dans le monde trépidant et acoustiquement dynamique d'aujourd'hui, il est souvent difficile d'entendre, de comprendre et de s'impliquer activement. Cela est d'autant plus vrai pour les personnes malentendantes. Le programme automatique de Phonak s'adapte de manière homogène, en fonction des caractéristiques acoustiques de l'environnement et ses avantages ne sont plus à prouver. AutoSense OS™ 3.0 est le système d'exploitation automatique amélioré des aides auditives Phonak Marvel™. Il produit un son clair et de qualité qui permet à l'utilisateur de participer activement à la vie de tous les jours.

L'objectif des fabricants d'aides auditives et des audioprothésistes est de garantir une qualité sonore optimale dans toutes les situations d'écoute. « Bien entendre dans une multitude de situations auditives est considéré comme une priorité pour les utilisateurs d'aides auditives et a un impact direct sur leur satisfaction vis-à-vis de l'utilisation de leurs appareils dans leurs activités quotidiennes et dans les environnements auditifs. » (Kochkin, 2010).

Auparavant, le traitement sonore des aides auditives se limitait à une seule amplification, utilisée pour toutes les situations. Cependant, le paysage sonore qui nous entoure est dynamique et l'environnement acoustique change constamment. Une aide auditive qui n'offre qu'une seule amplification quelque soit l'environnement sonore n'offre pas un avantage maximal correspondant à la réalité sonore.

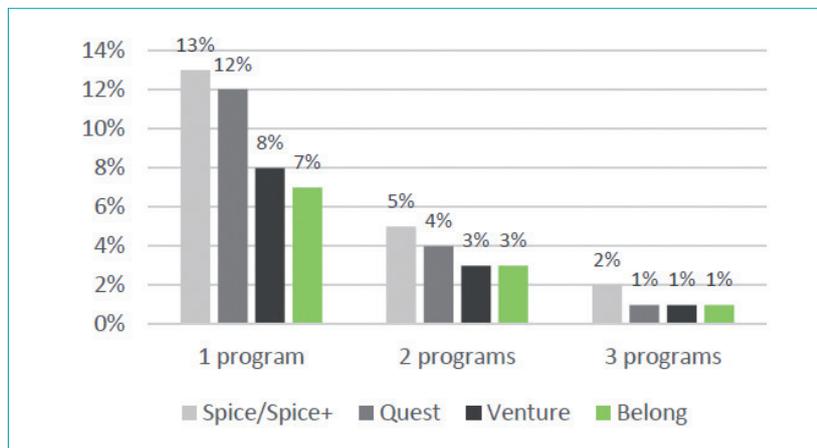


Figure 1. Données de l'étude de marché 2017 : Pourcentage d'appareillages dotés de programmes manuels lors de la 2e session, pour les plateformes des aides auditives Spice/Spice+, Quest, Venture, Belong (n = 183'331)

L'évolution des aides auditives a permis l'introduction de fonctions de nettoyage du son, comme la suppression du bruit, la dé-réverbération, la suppression du bruit de vent, la suppression de l'effet larsen et l'apport de la directionnalité. Ces fonctions offrent un avantage maximal pour la qualité globale du son et l'intelligibilité lorsqu'elles sont utilisées de manière adaptée, en se basant sur l'analyse de l'environnement sonore. Au lieu d'activer ces fonctions de nettoyage du son de manière permanente, il est bien plus judicieux de les appliquer de façon sélective, pour plus d'impact. Par exemple, un utilisateur peut ne pas entendre des véhicules en approche si la fonction de suppression du bruit élimine en permanence les bruits venant de toutes les directions. Des réglages par défaut sont donc paramétrés dans le système pour chaque environnement différent.

Bien évidemment, il est toujours possible d'ajouter des programmes manuels pour adapter les caractéristiques acoustiques de certains environnements auditifs spécifiques (par exemple, un programme « quotidien » avec un microphone omnidirectionnel activé et un programme « bruit » avec un microphone directionnel activé). Cependant, activer plusieurs programmes manuels augmente la complexité pour le porteur d'aide auditive. Les résultats d'une étude ont démontré que les utilisateurs étaient de plus en

plus nombreux à préférer les programmes adaptatifs automatiques plutôt que des programmes manuels pour divers environnements (Rakita & Jones, 2015). Cela a été confirmé par des statistiques basées sur l'enregistrement de données, qui ont mis en évidence le déclin des programmes ajoutés manuellement depuis le lancement de nouvelles plateformes technologiques. (Phonak AG. ID2017 -04, 2017).

AutoSense OS™ première génération

Les résultats de plusieurs études portant spécifiquement sur l'intelligibilité vocale ont révélé que la majorité des participants constataient une amélioration de 20 % de la compréhension de la parole avec AutoSense OS, par rapport à un programme manuel privilégié, pour une multitude d'environnements sonores. Cela laisse entendre que les programmes manuels ne seraient pas toujours adaptés ou correctement sélectionnés (Überlacker et al., 2015). Il est d'autant plus intéressant de constater que les utilisateurs considèrent la qualité sonore comme étant équivalente entre les programmes manuels et automatiques (Rakita & Jones, 2015). Selon Searchfield et al. (2017), cela peut s'expliquer par le fait que l'application pratique de ces sélections repose sur la dextérité de l'utilisateur, de capacités cognitives normales, d'un bénéfice



notable et de son niveau de motivation. En outre, l'étude confirme que les utilisateurs ont tendance à sélectionner le premier programme du système, sans se soucier de savoir s'il est « audiologiquement » optimal ou non.

Lorsque Phonak AutoSense OS fut initialement développé, les données de plusieurs scènes sonores furent enregistrées et utilisées pour « entraîner » le système à identifier les caractéristiques et schémas acoustiques. Ces caractéristiques incluent les différences de niveau, les rapports signal sur bruit (RS/B) estimés et la synchronie des débuts temporels sur les bandes de fréquences, ainsi que les informations concernant l'amplitude et le spectre fréquentiel. Les probabilités concernant le degré de correspondance entre les paramètres acoustiques « entraînés » et les paramètres « identifiés », en temps réel, sont ensuite calculées afin de définir la sélection optimale des paramètres sonores pour chaque environnement. Il existe sept catégories de sons uniques : Situation calme, Parole dans le bruit, Parole dans le bruit intense, Parole en voiture, Confort dans le bruit, Situation réverbérante et Musique. Trois de ces programmes (Parole dans le bruit intense, Musique et Parole en voiture) sont des « catégories exclusives », alors que les quatre autres programmes peuvent être combinés, lorsqu'il n'est pas possible de définir des environnements réels complexes à l'aide d'une classification acoustique. Par exemple, les programmes Situation réverbérante et Situation calme peuvent être mélangés en fonction du degré de détection de ces classifications dans l'environnement concerné.

Audéo Marvel et AutoSense OS 3.0

Avec AutoSense OS 3.0, Phonak est allé encore plus loin et a intégré des données supplémentaires provenant de scènes sonores pour les catégories Situations calmes, Parole dans le bruit et Bruit, pour le rendre encore plus fiable. L'objectif d'AutoSense OS 3.0 est de permettre le traitement du signal souhaité pour aider l'utilisateur à comprendre dans les situations incluant du bruit et de la parole en activant le programme Parole dans le bruit encore plus tôt qu'avant.

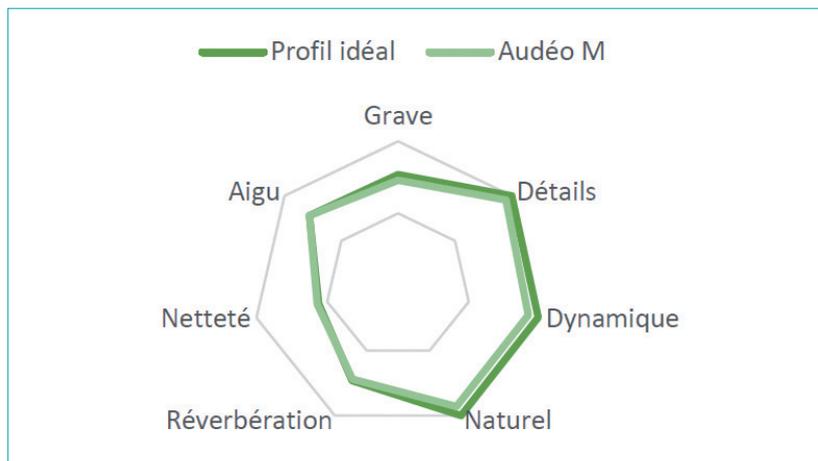


Figure 2. Tracés des attributs sonores du profil idéal et de l'Audéo Marvel avec TV Connector.

Améliorations audiologiques

AutoSense OS 3.0 est le système de base qui guide le traitement du signal et applique le paramètre le mieux adapté à l'utilisateur en fonction des caractéristiques acoustiques de son environnement. Nous cherchons, en permanence, à peaufiner les paramètres audiologiques afin d'améliorer l'expérience utilisateur. Ces améliorations concernent plusieurs aspects du traitement du signal.

Afin de préserver les modulations naturelles de la parole dans le bruit et lors de l'écoute de multimédias, la **compression Dual Path** est disponible et s'active en fonction de l'environnement auditif. Cela signifie que les repères temporels et spectraux de la parole sont plus faciles à identifier et à utiliser.

Nous savons que les utilisateurs préfèrent les sons riches et pleins pour le streaming audio. Nous avons donc amélioré la qualité sonore des signaux audio diffusés en augmentant la **compensation du gain de la perte de l'événement**. Cela peut augmenter le gain de 35 dB principalement les basses fréquences. C'est un avantage certain pour compenser la perte de l'événement de l'aide auditive RIC qui est généralement appareillée avec un couplage ouvert, en raison de la perte auditive ou du confort du client. Ce système d'amplification des basses fréquences est appliqué aux signaux diffusés (ou toute autre source d'entrée, par exemple les bobines d'induction) alors que les entrées reçues directement au niveau des microphones de l'aide auditive restent intactes. Cela permet de préserver une réponse en fréquences dans une Situation calme.

Phonak Digital Adaptive pour Audéo Marvel a été amélioré pour **l'acceptation spontanée dès le premier appareillage**. Le gain pour les utilisateurs débutants qui commencent à un niveau d'adaptation de 80 % a été adouci pour les fréquences supérieures à 3 kHz, afin de réduire la stridence signalée, sans compromettre l'intelligibilité vocale. L'objectif de cette action est de permettre à l'utilisateur de profiter d'un son de qualité confortable, dès le début.

Classification des signaux multimédias

Écouter de la musique, tout en l'appréциant, c'est possible. Pour cela, nous utilisons un autre paramètre que celui précédemment utilisé pour garantir une compréhension vocale optimale. Au cours d'une étude interne réalisée au Phonak Audiology Research Center (PARC), les participants ont insisté sur leurs préférences pour la **clarté vocale** pour les échantillons sonores dominés par du dialogue et pour la **qualité sonore** pour les échantillons dominés par de la musique (Jones, 2017). Cette préférence ne s'applique pas uniquement aux environnements acoustiques où les signaux atteignent les microphones des aides auditives, mais aussi aux entrées multimédias diffusées via Phonak TV Connector ou via la connexion Bluetooth d'un appareil mobile.

Phonak Audéo Marvel avec AutoSense OS 3.0 intègre désormais les entrées diffusées dans le processus de classification automatique pour garantir la clarté vocale, ainsi qu'une expérience musicale optimale pour l'utilisateur. Récemment, une étude



réalisée au DELTA SenseLab au Danemark a confirmé que les utilisateurs considèrent le nouvel Audéo Marvel associé au TV Connector comme étant très similaire au profil idéal des caractéristiques sonores pour les contenus multimédias diffusés, pour une gamme d'échantillons sonores composés de parole, de parole dans le bruit, de musique ou de sport (figure 2). La solution de diffusion Audéo Marvel a également été évaluée comme faisant partie des meilleures solutions de diffusion, parmi 7 solutions concurrentes (Legarth et al., 2018). Cela confirme que la méthode de classification des contenus multimédias diffusés de Phonak Audéo Marvel, dans les catégories Parole et Musique, illustre, une fois de plus, comment la technologie AutoSense OS 3.0 fournit des performances auditives idéales aux utilisateurs, au quotidien.

Technologie Binaurale VoiceStream™

Notre technologie Binaurale VoiceStream sophistiquée a été de nouveau implémentée dans l'Audéo Marvel avec AutoSense OS 3.0. Cette technologie facilite le traitement du signal binaural, comme la focalisation binaurale, et permet d'utiliser des programmes et fonctionnalités, comme « Parole dans le bruit intense », « Parole à 360° » et « DuoPhone ». La capacité à diffuser la largeur de bande audio complète en temps réel et de manière bidirectionnelle dans les deux oreilles améliore la compréhension vocale et réduit l'effort auditif dans les situations auditives complexes.

Résumé

La capacité d'une aide auditive à s'adapter automatiquement à plusieurs

situations augmente le taux d'adoption de l'aide auditive, ce qui signifie que l'écoute « mains libres » est possible et acceptable (Kochkin, 2010). L'amélioration d'AutoSense OS 3.0 y parvient en sélectionnant les paramètres les mieux adaptés pour l'utilisateur en optimisant les performances auditives dans tous les environnements d'écoute et, désormais, pendant le streaming audio. Ainsi, l'utilisateur d'aide auditive ne dépense plus d'énergie pour tenter, laborieusement, d'entendre la situation. Il peut simplement profiter de son environnement et se concentrer sur des activités plus importantes pour lui, en sachant que son aide auditive s'occupe automatiquement du reste.

Plus d'informations sur

www.phonakpro.fr/etudes :

-Phonak Insight | Phonak AutoSense OSTM 3.0

Le nouveau système d'exploitation automatique amélioré

chroniques dyapason

Nos intervenants partagent sans langue de bois leur vision du monde de l'audiologie.

NEWSLETTER

DU CONTENU
DE QUALITÉ
TOUS LES MOIS

DES SUJETS
D'ACTUALITÉ SUR
NOTRE FILIÈRE

DES TEMPS
DE LECTURE
COURTS

Inscrivez-vous sur
dyapason-chroniques.fr



Parmi nos experts,
le Pr André Chays
de l'Académie nationale
de médecine.

 **dyapason** RÉSEAU

Les audioprothésistes experts en santé auditive



■ SoundSense Learn : apprentissage automatique revisité et conclusions sur les premières données

James W. Martin, Jr AuD¹, Oliver Townend²

¹ Directeur Communications audiologiques,

Widex USA, Hauppauge, NY 11788, États-Unis

² Responsable Communications audiologiques,

Widex A/S, 3540 Lyngby, Danemark

Résumé

L'intelligence artificielle (IA) semble être partout. Même si l'IA a de nombreuses applications, on peut également avoir l'impression qu'il s'agit d'un terme de marketing à la mode associé à des noms de produits ou à des descriptions. Cet article, en s'intéressant à SoundSense Learn, une application directe d'apprentissage automatique présente dans l'application smartphone Widex Evoke, a pour objectif d'informer brièvement le lecteur sur l'IA et l'apprentissage automatique. Nous nous intéresserons également aux bénéfices qu'une application comme SoundSense Learn peut apporter à l'utilisateur final et à l'audioprothésiste. Et enfin, nous étudierons des données réelles issues de l'application et nous examinerons la façon dont elle peut permettre d'accroître la satisfaction des utilisateurs.

Mots-clés : intelligence artificielle, apprentissage automatique, aides auditives, smartphone, application, personnalisation, réglage de précision

Correspondance :

James Martin, jamr@widex.com

Oliver Townend, otow@widex.com

Introduction

L'intelligence artificielle (IA) semble être partout. Par exemple, BMW et Mercedes associent des hommes à des machines pour accomplir des tâches dans l'industrie automobile, ce qui n'aurait pas été possible autrefois lorsque les tâches étaient exécutées soit par l'homme, soit par la machine (Daugherty, 2018). Cela permet à des équipes hommes-machines flexibles de travailler en symbiose et des situations similaires font à présent partie du paysage de l'amplification auditive. Même si l'IA a de nombreuses applications,

on peut également avoir l'impression qu'il s'agit d'un terme de marketing à la mode associé à des noms de produits ou à des descriptions. Pour les audioprothésistes et pour les utilisateurs d'aides auditives, il peut être difficile de comprendre ce que le sigle « IA » signifie réellement ou ce que cela implique. Cet article, en s'intéressant à SoundSense Learn (une application directe d'apprentissage automatique présente dans l'application smartphone Widex Evoke) a pour objectif d'informer brièvement le lecteur sur l'Intelligence Artificielle et l'apprentissage automatique, ainsi que démontrer les bénéfices qu'ils peuvent apporter et la façon dont ils peuvent permettre d'accroître la satisfaction des utilisateurs.

Dans la vie réelle, ce qu'un individu souhaite entendre varie selon les nombreux facteurs qui composent le paysage auditif à un moment donné. Il peut souhaiter diminuer le niveau de la conversation autour de lui s'il est assis seul à un café ou, au contraire, augmenter le niveau de la conversation s'il est en compagnie. S'il écoute de la musique, il peut souhaiter accentuer un élément de la musique. L'ensemble de ces aspirations - qui, quoi, comment cet individu souhaite entendre - nous l'appelons intention d'écoute. L'intention d'écoute de l'utilisateur d'aides auditives est très importante. Notre difficulté est de déterminer ces intentions et d'y répondre au moyen de nos aides auditives. Actuellement, la plupart des aides auditives sont conçues pour répondre automatiquement aux intentions d'écoute, mais souvent, l'automatisation ne répond pas entièrement aux besoins des utilisateurs d'aides auditives (Townend et al., 2018).

L'automatisation se base sur des algorithmes et des règles guidés par certaines hypothèses. Ces hypothèses sont intégrées dans le traitement automatique des aides auditives afin d'optimiser la capacité des utilisateurs à entendre dans différents environnements d'écoute. Les systèmes adaptatifs automatiques présentent des avantages supplémentaires, tels que la libération de ressources cognitives permettant de se concentrer sur l'écoute (Kuk, 2017). En utilisant cette approche basée sur des

hypothèses, nous pouvons rapprocher nos utilisateurs d'une satisfaction globale, mais il existera toujours des besoins d'écoute qui ne seront pas satisfaits par l'automatisation. Souvent, les besoins d'écoute non satisfaits donnent lieu à un nouveau rendez-vous chez l'audioprothésiste pour réaliser un réglage de précision, mais il peut être difficile d'expliquer et de répondre à la situation spécifique à l'origine des problèmes. Dans WIDEX EVOKE, nous fournissons plutôt aux utilisateurs finaux un outil puissant permettant d'effectuer un réglage de précision, dans la situation, qui se base sur l'apprentissage automatique. Pour comprendre cette fonction, revenons un pas en arrière pour mieux comprendre comment fonctionnent l'IA et l'apprentissage automatique.

Intelligence artificielle ou apprentissage automatique ?

En 1950, Alan Turing a proposé le test de Turing (Mueller, 2016). Ce test est réussi lorsqu'un automate peut communiquer avec un individu et que ce dernier pense qu'il n'était pas en train de parler à un automate mais à un autre individu. En 1956, John McCarthy a inventé l'expression « intelligence artificielle » : un nouveau domaine informatique était né (John Paul Mueller, 2018). De nombreuses études ont été menées sur l'intelligence artificielle (IA), mais elles se sont révélées infructueuses jusqu'en 1980 environ. Puis, entre 1980 et 2000, les circuits intégrés ont fait passer l'intelligence artificielle et l'apprentissage automatique de la science-fiction à la réalité, via les ordinateurs.

L'IA est la capacité d'une machine à imiter le comportement humain intelligent (Merriam-Webster, 2018). Il est important de souligner que le fait de dire qu'une technologie, un appareil ou une application est doté(e) d'intelligence artificielle ne donne aucune indication sur cette technologie ou sur la manière dont elle résout les difficultés ou les problèmes. L'apprentissage automatique peut être utilisé pour atteindre l'intelligence artificielle en créant des systèmes pouvant



reconnaître des modèles complexes ou prendre des décisions en se basant sur des données. Des applications d'apprentissage automatique sont utilisées dans les voitures autonomes et les caméras à reconnaissance faciale. Ces deux exemples, à savoir la conduite d'une voiture et la reconnaissance de visages, sont des activités que l'homme commence à maîtriser. Que nous réserve le futur ? Des applications concrètes d'apprentissage automatique et d'IA allant au-delà de ce qu'un individu peut atteindre seul.

Widex a introduit SoundSense Learn dans Widex EVOKE, la première aide auditive au monde qui utilise l'apprentissage automatique en temps réel pour permettre à l'utilisateur final de faire des réglages selon ses préférences et intentions dans divers environnements. Cela est possible en utilisant une approche de calcul distribué, exploitant la puissance d'un smartphone connecté à une aide auditive afin d'y intégrer une application d'apprentissage automatique en direct. La puissance de l'apprentissage automatique combinée à une interface utilisateur simple permet à l'utilisateur final de se concentrer sur la qualité du son sans avoir à apprendre et manipuler de nombreux paramètres de réglage. Grâce à une interface simple, SoundSense Learn (Fig. 1) peut automatiquement apprendre et répondre aux préférences et intentions de l'utilisateur final. L'utilisation de l'apprentissage automatique permet à l'aide auditive d'atteindre cette intention car elle est guidée par l'utilisateur final et ses préférences à ce moment-là.

Widex SoundSense Learn met en œuvre une approche d'apprentissage automatique bien documentée pour le réglage individuel des paramètres des aides auditives (Nielsen, 2014). Cette technique compare efficacement les combinaisons complexes de réglages en recueillant les avis de l'utilisateur via une interface simple. Afin de mieux comprendre l'efficacité de ce processus, voyons dans quelle mesure il remplace le travail humain manuel. Par exemple, si nous avons trois paramètres acoustiques (basse, moyenne et haute fréquence) qui peuvent être réglés chacun à 13 niveaux différents, nous avons au total 2 197 combinaisons des trois réglages. Pour analyser et comparer toutes ces combinaisons afin de trouver le réglage optimal, il faudrait faire plus de 2 millions de comparaisons, ce qui est impossible

à gérer par l'homme. Toutefois, comme l'apprentissage automatique est intégré dans ce processus, SoundSense Learn peut atteindre le même résultat optimal en 20 étapes tout au plus, ce qui est beaucoup plus rapide et moins fastidieux (Townend, Nielsen, Balslev, 2018). En outre, grâce à la simplicité de l'interface utilisateur, l'utilisateur n'a pas à apprendre les paramètres ou commandes complexes sous-jacents. Sa tâche consiste uniquement à se concentrer sur sa perception du son sur l'instant et la régler selon ses préférences.

Dans Widex Evoke, SoundSense Learn peut régler les paramètres de l'égaliseur pour une satisfaction sonore immédiate afin de ne pas altérer la programmation et le

travail d'adaptation de l'audioprothésiste. Même si la programmation permanente de l'aide auditive n'est pas altérée, l'utilisateur final peut, en temps réel, facilement ajuster avec précision certains paramètres acoustiques pour répondre à son intention d'écoute spécifique en temps utile. Il est évident que nous pénétrons dans le territoire de la collaboration entre le clinicien, l'utilisateur final et les machines et, avec SoundSense Learn, nous commençons à aller au-delà de ce qu'un individu peut atteindre seul (Fig. 2).

Données et preuves

Lors d'essais, les programmes d'aide auditive créés avec SoundSense Learn ont montré des améliorations subjectives de la

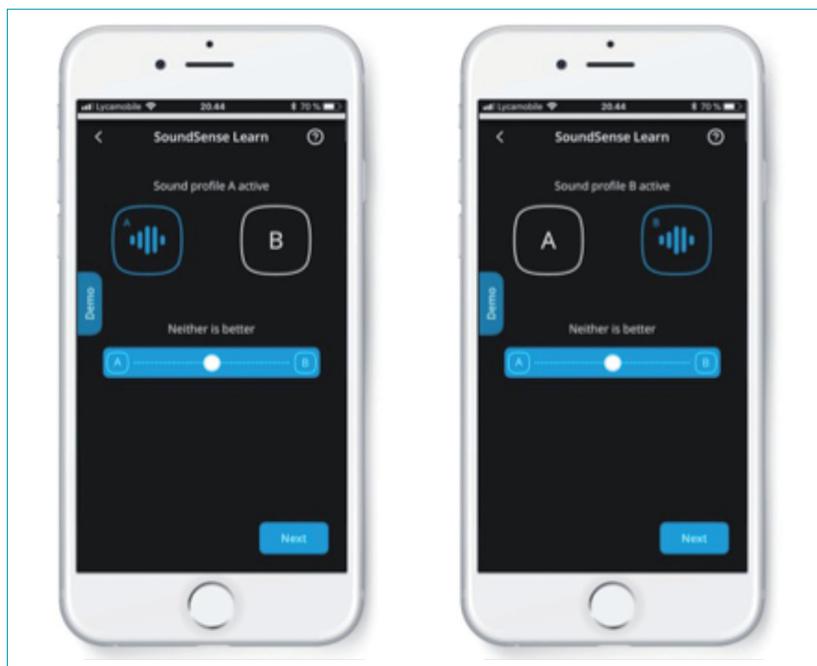


Figure 1. Interface de SoundSense Learn telle que présentée dans l'application Widex Evoke pour iOS et Android.

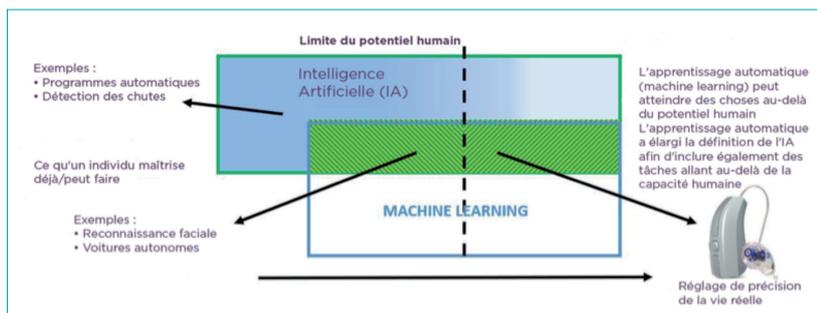


Figure 2. IA atteinte grâce à l'apprentissage automatique. Les applications qui atteignent l'IA grâce à l'apprentissage automatique se trouvent à gauche de l'illustration. À droite, SoundSense Learn est un exemple de calculs ayant dépassé le potentiel humain en permettant une identification rapide et efficace des paramètres des aides auditives afin de répondre à des intentions d'écoute concrètes.



qualité sonore et du confort par rapport aux programmes d'aide auditive avec et sans système de classification automatique. Une expérience en double aveugle a été réalisée en utilisant 9 échantillons sonores différents avec une tâche de concentration sur les intentions auditives. Il a été demandé aux sujets d'optimiser la qualité sonore ou d'augmenter le confort d'écoute pour des sons pré-enregistrés qu'ils entendaient via des aides auditives programmées selon leur perte auditive. Une fois les programmes créés, il a été demandé aux sujets, une semaine plus tard, de comparer ces programmes aux deux programmes d'aide auditive (avec et sans système de classification automatique) dans un paradigme en double aveugle (Townend et al. 2018).

Grâce aux résultats, nous avons vu que SoundSense Learn augmente le confort d'écoute et la qualité sonore par rapport aux programmes d'aide auditive sans personnalisation (Figure 3). 84 % des participants ont préféré les aides auditives réglées avec SoundSense Learn aux aides auditives avec activation automatique du classificateur. Lors de l'évaluation de la qualité sonore avec des échantillons de musique, 89 % des participants ont préféré les réglages obtenus avec SoundSense Learn (Townend, Nielsen, Balslev, 2018).

Notre étude initiale en laboratoire a démontré que SoundSense Learn aide l'utilisateur final à accroître la qualité sonore et le confort d'écoute en se basant sur ses préférences auditives. Depuis le lancement de Widex Evoke avec SoundSense Learn, nous recueillons des données anonymes qui nous permettent

de déterminer comment les utilisateurs utilisent cette fonction dans les domaines de leur vie auditive quotidienne qui peuvent continuer à se révéler difficiles. Nos données initiales nous ont déjà transmis des informations prometteuses et intéressantes.

Lorsque nous avons étudié l'échantillon initial utilisant SoundSense Learn, environ 10 % des utilisateurs de Widex Evoke portant des modèles d'aides auditives pouvant accéder à SoundSense Learn utilisaient cette fonction régulièrement (Données internes de Widex, 2018). Les utilisateurs réguliers ont été définis comme étant ceux qui avaient utilisé en premier SoundSense Learn pour créer et enregistrer un programme, puis qui avaient utilisé ce même programme au moins une fois encore, au moins une semaine plus tard. Il y a des utilisateurs que nous n'avons pas comptabilisés de cette manière-là car ils utilisent SoundSense Learn pour régler leurs aides auditives mais n'enregistrent pas leurs programmes. Le fait que certains utilisateurs n'utilisent pas SoundSense Learn suggère que Widex Evoke répond automatiquement à la plupart des situations d'écoute variées auxquelles les utilisateurs font face, mais que SoundSense Learn est un outil utile pour des situations spécifiques.

Nous pouvons voir (Figure 4) que les utilisateurs réguliers créent des programmes, leur attribuent un nom trouvé dans l'application Widex Evoke et qu'ils les réutilisent régulièrement. En fait, cela s'est produit dans plus de 1 600 programmes distincts dans l'ensemble de données que nous avons analysées

pour SoundSense Learn. Les groupes de programmes les plus marqués incluent TV, Travail et Restaurant.

Il faut noter qu'il y a un domaine où les utilisateurs créent un programme et réutilisent leurs réglages préférés : il s'agit du lieu de travail (141 programmes). Selon des évaluations de satisfaction parues dans un vaste sondage mené auprès d'utilisateurs d'aides auditives, le lieu de travail est un endroit où les utilisateurs sont généralement satisfaits (MarkeTrak 2015). Toutefois, même un indice de satisfaction de 83 % pour la performance des aides auditives sur le lieu de travail signifie qu'il y a pratiquement 1 utilisateur d'aides auditives sur 5 qui n'est pas satisfait du son obtenu sur son lieu de travail. Nous suggérons que certains de ces utilisateurs non satisfaits essaient SoundSense Learn, ce qui leur permettrait de trouver des réglages d'aide auditive adaptés aux difficultés rencontrées sur leur lieu de travail.

Bon nombre de lieux de travail sont des bureaux présentant des rapports signal sur bruit (RSB) favorables, où nous espérons qu'Evoke fournira automatiquement le meilleur son. Toutefois, lorsque l'ambiance du lieu de travail est très variable et présente un RSB plus complexe ou une source de bruit unique, un programme automatique aura plus de difficultés à répondre à ces situations. De même, certains utilisateurs peuvent simplement souhaiter obtenir un son différent de celui de leur lieu de travail, au-delà du son fourni automatiquement par Evoke. Il peut être difficile de savoir si l'utilisateur recherche un son plus individuel ou si l'environnement est plus exotique,

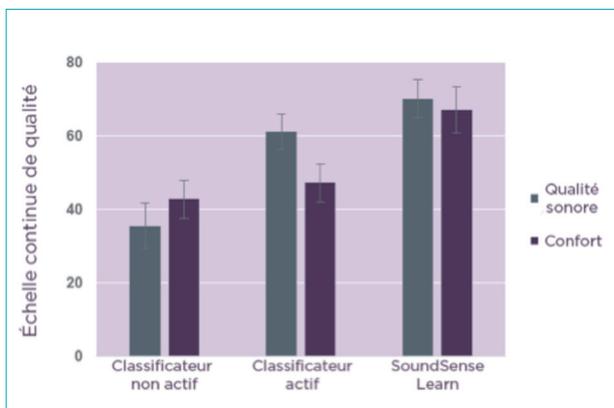


Figure 3. Des données de laboratoire montrent que SoundSense Learn améliore l'évaluation subjective de la qualité sonore et du confort par rapport au programme d'aide auditive avec et sans classification automatique du son (Townend et al. 2018).

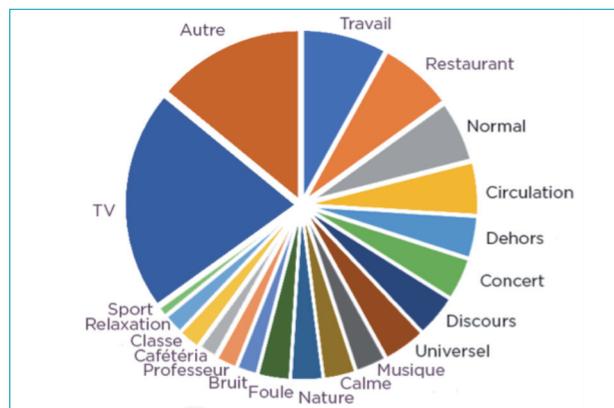


Figure 4. Les données recueillies via l'application Evoke montrent que les utilisateurs créent des programmes en utilisant SoundSense Learn et qu'ils les réutilisent régulièrement. Le graphique montre la répartition des noms utilisés pour personnaliser ces programmes.

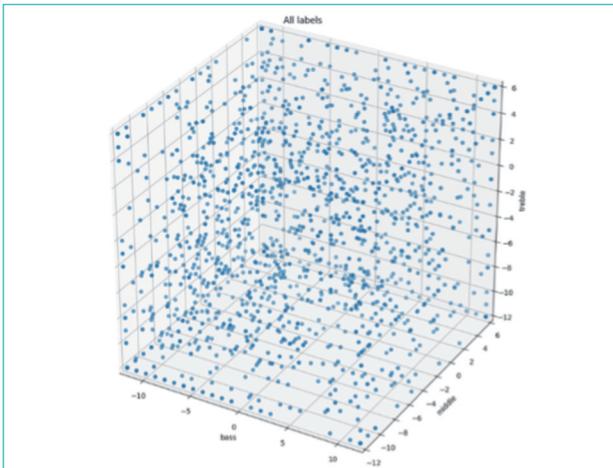


Figure 5. Diagramme de dispersion 3D des réglages individuels de programmes d'utilisation réguliers enregistrés créés avec SoundSense Learn. Les paramètres configurés sont 3 bandes d'égalisation : grave, intermédiaire et aigu (données recueillies à partir d'un échantillon de données sur l'application Evoke).

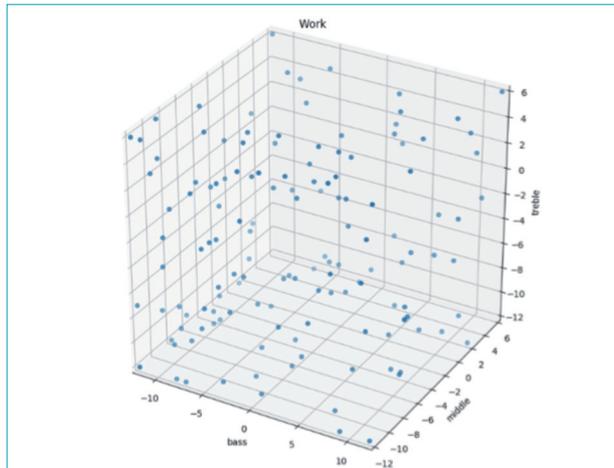


Figure 6. Diagramme de dispersion 3D des réglages individuels de programmes d'utilisation réguliers enregistrés créés avec SoundSense Learn marqués « Travail » par les utilisateurs (données recueillies à partir d'un échantillon de données sur l'application Evoke).

SoundSense Learn offre une réponse rapide et efficace à ces deux difficultés et permet à l'utilisateur de cibler ses réglages individuels préférés.

Cette interprétation est encore renforcée lorsque nous étudions les données générées par l'utilisation de SSL dans l'application EVOKE. La Figure 5 montre les réglages individuels qui composent chacun des programmes créés et enregistrés par des utilisateurs de SoundSense Learn. On constate que les programmes créés et utilisés sont très variés, qu'ils se répartissent sur des combinaisons des trois dimensions acoustiques (basse, moyenne et haute fréquence). Lorsque nous nous intéressons uniquement aux programmes créés et marqués « Travail », la diversité de la configuration persiste (figure 6). Un programme d'aides auditives pré-enregistré ne peut pas répondre à cette diversité de réglages : la compensation est optimale uniquement si l'intention d'écoute individuelle est prise en compte.

Lorsque nous étudions de nouveau le sondage de MarkeTrak (2015), nous pouvons voir que les déficits de satisfaction les plus importants qui demeurent sont associés au son. Il y a un déficit de satisfaction lorsqu'une valeur est généralement évaluée comme globalement satisfaisante par de nombreux utilisateurs, mais qu'il existe également un petit groupe d'utilisateurs non satisfaits. Les domaines sonores présentant d'importants déficits de satisfaction incluent la clarté du son, le naturel du son et la fidélité/richeesse du son. Même si l'on

observe que les aides auditives satisfont déjà de nombreux utilisateurs dans ces domaines, il y a encore des utilisateurs qui ne sont pas satisfaits. Il se peut que leurs aides auditives ne répondent pas automatiquement à leur interprétation individuelle de ce qui est naturel ou de ce qui apporte de la fidélité au son. Ces besoins individuels concrets ne sont satisfaits qu'avec un son différent, mais la difficulté reste toujours de déterminer l'intention d'écoute et les besoins de ces utilisateurs non satisfaits.

Un autre déficit de satisfaction concerne la capacité à régler les paramètres des aides auditives : il y a toujours des utilisateurs qui trouvent difficile d'utiliser des commandes complexes pour régler leurs aides auditives. SoundSense Learn comble aussi bien les déficits de satisfaction relatifs au son que ceux relatifs aux commandes. Le déficit de satisfaction relatif aux commandes est comblé par l'interface simple et intuitive de SoundSense Learn, tandis que le déficit de satisfaction relatif au son est comblé par la capacité de SoundSense Learn à régler et améliorer de façon individuelle le son en plus du traitement automatique.

Conclusion

Ainsi, même si nous œuvrons toujours pour rendre les aides auditives les plus automatiques possible, il semble qu'il existera toujours des situations dans lesquelles l'intention d'écoute de l'utilisateur sera mieux satisfaite grâce à une personnalisation puissante et efficace

à très court terme. Widex Evoke et SoundSense Learn modifient la façon dont l'utilisateur final interagit avec ses aides auditives en lui offrant des opportunités d'amélioration personnalisée immédiate selon ses intentions et préférences, par le biais de ce questionnaire interactif qu'est le SoundSense Learn.

Références

- Aldaz, G., Puria, S., & Leifer, L. J. (2016). Smartphone-Based System for Learning and Inferring Hearing Aid Settings. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(9), 732–749.
- Daugherty, P. R. (2018). *Human + Machine. Reimagining Work in the Age of AI*. Boston, Massachusetts: Harvard Business Review Press.
- Hearing Industries Association. MarkeTrak 9: A New Baseline "Estimating Hearing Loss and Adoption Rates and Exploring Key Aspects of the Patient Journey" (March 2015)
- John Paul Mueller, L. M. (2018). *Artificial Intelligence for Dummies*. New Jersey: John Wiley & Sons Inc.
- Kuk, F.K (2017). Going BEYOND - A testament of progressive innovation. *Hearing Review supplement*. (Jan, 2017)
- Merriam-Webster, 2018 website accessed at: <https://www.merriam-webster.com/dictionary/artificial%20intelligence>
- Mueller, J. P. (2016). *Machine Learning for dummies*. New Jersey : John Wiley & Sons Inc.,
- Nielsen, J. B. (2014). *Systems for Personalization of Hearing Instruments - A Machine Learning Approach*. Danish Technical University (DTU).
- Townend O, Nielsen JB, Ramsgaard J. Real-life applications of machine learning in hearing aids. *Hearing Review*. 2018;25(4):34-37.
- Townend O, Nielsen JB, Balslev D. SoundSense Learn-Listening intention and machine learning. *Hearing Review*. 2018;25(6):28-31.)



Actualités du monde de l'audiologie



■ « 100 % santé » en audioprothèse : la profession prête à aller plus loin

Dans le contexte actuel de la crise du pouvoir d'achat, l'une des promesses de campagne du Président de la République parmi les plus attendues est la prise en charge à 100 % de certains équipements d'audioprothèse, d'optique et dentaires entre 2019 et 2021. Depuis le 1^{er} janvier 2019, le « 100 % santé » commence à s'appliquer pour l'audioprothèse qui est le premier secteur où la réforme commence à être déployée.

L'UNSAF a fait le point sur ce dossier le 16 janvier 2019 à l'occasion d'une conférence de presse.

La réhabilitation d'une profession méconnue

La mise en oeuvre du « 100 % Santé » est en premier lieu un motif de satisfaction pour l'UNSAF qui, depuis 2012 a mené un travail de longue haleine en versant de nombreuses contributions scientifiques et économiques sur le secteur de l'audioprothèse. Cette activité était, jusqu'alors, très méconnue, et subissait des polémiques récurrentes - et souvent très offensantes pour les professionnels - sur le prix des aides auditives. L'UNSAF, par son action, a démontré que le faible remboursement obligatoire et complémentaire était à l'origine de la confusion entre prix et reste à charge élevé, ce que l'Autorité de la Concurrence a d'ailleurs corroboré en juillet 2016.

Le syndicat a montré que les prix pratiqués étaient dans la moyenne basse, pour le meilleur taux de satisfaction d'Europe. De même, en assurant la promotion des études scientifiques illustrant le lien entre surdité, déclin cognitif et autonomie, l'audioprothèse a retrouvé sa légitimité dans le champ de la santé publique et de la prévention de la dépendance¹. Cette trajectoire a naturellement conduit à faire de la prise en charge de l'audioprothèse l'un des sujets de l'élection présidentielle de 2017.

L'engagement de la profession pour une réforme historique

La promesse d'Emmanuel Macron du remboursement à 100 % d'ici 2022 des lunettes, prothèses dentaires et auditives s'est traduite par la signature d'un accord « historique » pour les audioprothésistes le 13 juin 2018. Celui-ci repose sur un investissement par l'Assurance maladie de 50 M€ dès 2019 et de 100 M€ en 2021, afin d'améliorer la part du remboursement par le régime obligatoire. L'accord prévoit la mise en place progressive de la réforme à partir du 1^{er} janvier 2019, pour une mise en oeuvre complète du « 100 % santé » à partir du 1^{er} janvier 2021. Deux offres coexisteront : l'offre « 100 % santé » (sans reste à charge en 2021) et l'offre à prix libres. Dans les deux cas, le remboursement Assurance maladie augmentera chaque année : 300 € en 2019, 350 € en 2020 et 400 € en 2021.

1. Communiqué CNA-UNSAF : « Prévention et bien vieillir : une nouvelle étude de l'INSERM confirme le lien entre le déficit auditif et les « 3 D » (dépendance, démence, dépression) » : <http://www.unsaf.org/site/communiqués-de-presse/communiqué-cna-unsaf-prevention-et-bienvieillir-une-nouvelle-etude-de-l-inserm-confirme-le-lien-entre-le-deficit-auditif-et-les-3-d-dependance-démence-dépression.html>

Un dispositif gagnant- gagnant et qualitatif qui bénéficie à tous

En pratique, l'offre « 100 % santé » comporte un prix limite de vente à compter de 2019, parallèlement au relèvement des tarifs de remboursement de l'Assurance maladie, permettant une diminution du reste à charge dès 2019, puis les complémentaires seront tenues de rembourser le complément de la sécurité sociale en 2021.

De plus, pour les patients qui ne disposent pas de complémentaire santé, en 2021, avec l'offre « 100 % santé », le reste à charge sera divisé par deux. Il sera même inférieur au reste à charge moyen (900 €) de ceux qui avaient une complémentaire avant la mise en place de la réforme du « 100 % santé ».

Ce qui signifie que **l'important effort de la profession ainsi que celui de l'assurance maladie profitent à tous les patients, qu'ils disposent ou non d'une complémentaire santé.**

Par ailleurs, une nouvelle nomenclature exigeante a été mise en oeuvre. Elle comporte notamment :

- 30 jours d'essai minimum avant acquisition
- 4 ans de garantie contre les pannes pour toutes les aides auditives
- des prestations de suivi (au moins deux fois par an) mesurées par des questionnaires de satisfaction
- pour les professionnels en contact avec les personnes à appareiller, le port systématique d'un badge précisant leur qualité (audioprothésiste, assistant, technicien...)

Cette nomenclature sera révisée en 2020 pour prendre en compte l'évolution technologique.

Les caractéristiques retenues pour les aides auditives contenues dans l'offre « 100 % santé » sont les suivantes :



- tous les types d'appareils (contour d'oreille, mini-contour à écouteur déporté, intra-auriculaire)
- 12 canaux de réglage (ou dispositif de qualité équivalente) pour une adéquation de la compensation au déficit auditif
- au moins 3 des options suivantes : système anti-acouphène, connectivité sans fil, réducteur de bruit du vent, synchronisation binaurale, directivité microphonique adaptative, bande passante élargie \geq 6 000 Hz, fonction apprentissage de sonie, dispositif anti-réverbération

Ainsi, les choix communs faits par les représentants du secteur, les fabricants et la Direction de la sécurité sociale permettent **une montée en gamme des équipements pris en charge. Près d'un tiers des modèles des fabricants disponibles en 2018 sont devenus obsolètes en 2019, lors de l'application de la réforme, et ont été retirés du marché.** Ainsi, le dispositif répond à une véritable exigence de qualité avec des appareils performants et récents.

Des conventionnements nationaux directs entre les complémentaires et les représentants du secteur

Initialement les plateformes de réseaux de soins avaient été créées comme réponse aux problèmes d'accès aux soins et au « désengagement de la puissance publique sur les secteurs de l'optique, de l'audition et du dentaire ».

En bénéficiant d'un « cadre juridique très sommaire », ces entités ont instauré au passage « une relation contractuelle déséquilibrée » au désavantage des professionnels, induisant des écarts de prix qui ne disaient rien « de la nature ni de la qualité du produit acheté ». Ce constat que partage pleinement l'UNSAF est celui que développe

l'IGAS dans son rapport de juin 2017 sur les réseaux de soins². L'IGAS évoque aussi les difficultés à évaluer l'impact sur la qualité et « des liens avec les centres dentaires low cost »³.

Tout comme l'IGAS souligne la complexité des plateformes et de leurs réseaux de soins, et appelle à une simplification, l'UNSAF propose une contractualisation collective directe entre les complémentaires santé et les audioprothésistes via un cadre national préalablement négocié et élaboré avec les syndicats du secteur. En cette période de chasse aux frais de gestion, les économies de fonctionnement ainsi générées pourraient être affectées au financement du nécessaire remboursement de l'offre libre. La profession est prête à entrer en discussion avec chacune des trois familles de complémentaires santé pour faire de ce dispositif une pleine réussite au bénéfice des patients et de leur pouvoir d'achat.

Au total, avec le « 100 % santé », depuis le 1^{er} janvier 2019, une offre d'appareillage très performante avec un reste à charge très réduit est disponible pour élargir l'accès à une audioprothèse de qualité, incluant les services d'un audioprothésiste pour l'accompagnement du patient. Et l'UNSAF tend la main aux complémentaires santé afin de construire une contractualisation nationale directe avec les syndicats du secteur.

2. « Les réseaux de soins », N.Durand et Dr J.Emmanueli, juin 2017 : <http://www.igas.gov.fr/IMG/pdf/2016-107R.pdf>. Voir aussi le Communiqué UNSAF « L'UNSAF demande la suspension des conventionnements des réseaux de soins dans l'attente des actions correctives immédiates recommandées par l'IGAS » : http://www.unsaf.org/doc/CP_Unsaf_-_IGAS_reseaux_de_soins_-_14_11_2017.pdf

3. http://securite-sociale.fr/IMG/pdf/presentation_igas_hcaam_reseaux_de_soins.pdf

COMMUNIQUÉS

PHONAK

Rendez-vous incontournable pour les audioprothésistes Lyric, le Lyric Day a rassemblé plus de 110 partenaires de Phonak dans le centre de Paris

Bron, le 11 décembre 2018 - Alors que Lyric poursuit son développement, Phonak a réuni hier ses partenaires sur Paris pour une journée de conférences et d'ateliers pratiques.

Le 10 décembre, Phonak a réuni plus de 110 audioprothésistes Lyric pour une journée de conférences, de partage de connaissances et d'ateliers pratiques sur cette aide auditive unique et exclusive au Marriott Opéra Ambassador Paris 9^{ème}.

Christian Canepa, Directeur Commercial a ouvert la journée en mettant en avant les résultats et les chiffres de Lyric en France et dans le monde.

Vincent Lefèvre, DG de Sonova France, a ensuite pris la parole afin de donner de l'information sur un sujet sous les feux de l'actualité : Lyric et le reste à charge 0. Ce sujet a suscité de nombreuses questions de la part de l'audience.





Mayeul Lecoq, Docteur ORL spécialiste de Lyric, a ensuite pris la parole pour faire un point sur les études cliniques en cours et apporter un éclairage médical.

Enfin, parce que cette journée se veut pédagogique et participative, la fin de matinée fut l'occasion de présenter le travail d'Antoine Gensty, audioprothésiste sur Clermont Ferrand (63) sur Lyric et les acouphènes. Ainsi que le témoignage de Frédéric Langlet, audioprothésiste à Boulazac (24).

Vincent Lefèvre revient sur cette journée : « Nous avons réussi à faire de cette journée un rendez-vous annuel interactif et bénéfique pour l'ensemble de nos partenaires. Les audioprothésistes échangent beaucoup, se donnant des conseils, des idées ou des pistes de travail. »

Afin de pouvoir aborder différents sujets de manière pratique et d'avoir un maximum d'interactions entre les participants et les intervenants, l'après-midi a été consacrée à des ateliers en petits groupes d'une trentaine de personnes.

Plusieurs thèmes étaient proposés :

- **A la conquête de nouvelles habitudes de vente**, conférence animée par Boris Duvigneau, audioprothésiste à Pontoise (95) et formateur.
- **Comment les objections des audioprothésistes ?** un atelier animé par Aude Darrou, professeur de marketing à HEC et fondatrice de l'agence White Leaf.
- **Lyric dans mon centre**, témoignages de deux audioprothésistes Olivier Akerib et Lydwin Hounkanlin respectivement basés à Rueil Malmaison (92) et St Julien l'Ars (86).

« Cet évènement nous permet également d'avoir des retours terrain inestimables et des échanges concrets sur la pratique et l'organisation quotidienne au sein des centres Lyric.

Merci à tous nos partenaires de leurs présence et de leur implication lors de cette journée qui se veut la leur ! » conclut le Directeur de Sonova France.

www.phonakpro.fr et

www.phonak.fr

Maud GARREL - 04 72 14 50 00

maud.garrel@sonova.com

STARKEY Nomination de Guillaume Allermoz au poste de Directeur de l'université Starkey, en charge de la formation



Starkey France a le plaisir de vous annoncer l'arrivée de Guillaume Allermoz, le nouveau directeur de l'université Starkey. Il succède à Bernadette Lefebvre qui est partie à la retraite en Septembre dernier.

Diplômé de l'école d'audioprothèse de Lyon et d'un master en management socio-économique, Guillaume Allermoz, 38 ans, est le nouveau directeur de l'université Starkey. Après avoir créé un centre d'audition à Clermont-Ferrand et développé une plate-forme de formation en ligne sous forme de serious game pour les audioprothésistes, Guillaume présente une vision globale de l'approche pédagogique. En s'appuyant sur ses compétences techniques et audiologiques, il est en charge de la formation des audioprothésistes, des étudiants en audioprothèse ainsi que du personnel commercial concernant les produits et leur environnement. Il a également pour mission d'apporter conseil et assistance en audiologie et à l'adaptation de solutions auditives. Et pour finir, son étroite collaboration avec ses homologues de la maison-mère lui permettra de s'impliquer dans le développement de produits.

Guillaume est prêt à relever le défi en mettant sa double compétence technique et audiolinguistique au service des clients de Starkey : « C'est tout d'abord l'opportunité de rejoindre un groupe humain, non coté en bourse, et qui place l'innovation au service des patients au coeur de ses objectifs stratégiques. Et puis, bien sûr, je suis très motivé par le défi de bien structurer une université à la fois online et présente pour les clients, les étudiants et les collaborateurs. Ce sont trois axes de travail passionnants. »

Il souhaite par ailleurs renforcer de nouveaux services aux audioprothésistes : « Je vais apporter ma culture digitale, mon expérience en matière de formation et ma connaissance du métier puisque j'ai été très proche des distributeurs. Comme j'ai géré des centres audio et développé de nombreux programmes de formation,

j'ai bien identifié les compétences clés des audioprothésistes et pense participer à répondre encore mieux à leurs attentes vis-à-vis d'un fabricant. Ma mission est de promouvoir la transmission de bonnes pratiques afin de mieux répondre aux clients de Starkey et ainsi développer l'activité de chacun. » Guillaume jouera un rôle clé dans l'organisation et le développement de la formation, qui sera digitale et présente.

Mini Turbo Chargeur : une nouvelle solution de recharge ultra rapide pour satisfaire encore plus de patients



Starkey France lance le 21 janvier 2019, une nouvelle solution de recharge, le Mini Turbo Chargeur pour les aides auditives Muse iQ R, qui vient compléter le chargeur Synergy doté de la pastille asséchante.



L'avènement des nouvelles technologies des batteries lithium-ion les rendant plus résistantes, thermiquement plus stables et permettant de se recharger en quelques minutes, ont été intégrées dans le **Mini Turbo Chargeur**.

Très compact, le Mini Turbo Chargeur a été conçu pour effectuer une charge ultra rapide des aides auditives Muse iQ R. Il fonctionne lorsqu'il est branché sur secteur ou de manière autonome.

Sa station de charge est dotée d'une batterie intégrée, suffisamment puissante, pour effectuer une charge expresse en seulement 7 minutes, permettant ainsi aux patients de bénéficier d'une autonomie de 3 heures et demi. Et chargée pleinement, elle permet **quatre cycles de charge d'une stéréo d'aides auditives, l'équivalent de 120 heures d'autonomie**. Les patients peuvent ainsi profiter de leurs aides auditives en continu sans risque de panne de batterie.



Le Mini Turbo Chargeur peut s'avérer aussi très utile à l'audioprothésiste lors des adaptations en cabine, car étant autonome, il n'a pas besoin d'être branché sur secteur.



Petit et pratique, le Mini Turbo Chargeur devient l'accessoire incontournable pour les utilisateurs actifs, voyageant beaucoup, sportifs, connectés et utilisant souvent le « streaming »... ou encore les personnes qui oublient de recharger leurs aides auditives. Fidèle compagnon, le Mini Turbo Chargeur saura se faire discret dans sa pochette de protection et trouvera sa place aisément dans une poche ou dans un sac à main.

Que ce soit à la maison ou à l'extérieur, les patients auront leurs aides auditives toujours prêtes à l'emploi. Ils pourront recharger leurs aides auditives à tout moment et n'importe où.

Eric Van Belleghem -
Directeur Marketing - +33(1).49 80 74 74
eric_van_belleghem@starkey.fr

Formations



Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd

**Judi 21 et vendredi
22 mars 2019**

**Espace Reuilly
21 rue Hénard 75012 Paris**

Contenu

L'aréflexie vestibulaire est un déficit neurosensoriel qu'il est important de diagnostiquer, évaluer et de prendre en charge au même titre qu'un autre déficit sensoriel. D'autant plus qu'elle entrave le développement des moyens de compensation de la surdité avec un effet de comorbidité important.

ces déficits vestibulaires sont beaucoup plus fréquents chez l'enfant sourd que chez les enfants non sourds.

Il est donc essentiel de faire connaître aux professionnels de la surdité quels sont les éventuels troubles psychomoteurs associés (troubles de l'équilibre, de la coordination motrice...) afin de les aider à proposer des réponses appropriées.

Repérer et comprendre d'éventuels troubles vestibulaires chez l'enfant sourd permettront de mettre en place des stra-

tégies de palliation d'autant plus efficaces qu'elles seront précoces.

Les recherches récentes en neurosciences cognitives vestibulaire, nous permettent de mieux comprendre les difficultés que peuvent développer certains enfants sur le plan des apprentissages. La rééducation vestibulaire pédiatrique et psychomotrice est en plein essor.

Au cours de ce stage, il sera donc reformulé le rôle fonctionnel de l'appareil vestibulaire dans l'établissement des structurations de base, afin de déterminer l'importance de la compensation naturelle, mais surtout ses limites en fonction d'un certain nombre de critères comme l'âge d'apparition des troubles ou celui du démarrage de la prise en charge, les particularités du dysfonctionnement et leur intensité.

Puis seront distingués les risques de perturbations dus au détournement des fonctions proprioceptives et visuelles vers un autre usage. Des signes cliniques atypiques touchant l'établissement de représentations corporelles, des appréciations de l'espace réel et graphique et de l'adaptation de soi vers l'extérieur seront rattachés au système de l'équilibration, afin d'expliquer l'utilité des aides à l'intégration et le peu d'efficacité des moyens plus usuels.

Dans un deuxième temps, un versant préventif sera proposé, avec les signes d'appel chez le très jeune enfant, l'établissement du diagnostic et la lecture des résultats des tests du bilan vestibulaire.

La présentation des différents modes de prise en charge ou des accompagnements parentaux et interdisciplinaires permettra certaines distinctions.

Enfin les étapes indispensables permettant le dépassement de prétendues dyspraxies motrices, visuomotrices et visuospaciales seront répertoriés.

Modalités

Exposés théoriques, vidéos sur la pratique avec des enfants sourds, discussions)

Intervenantes

Dr Sylvette Wiener-Vacher, Médecin ORL
Hôpital Robert Debré, Paris

Catherine Balaÿ, Psychomotricienne,
CAMSP DA Asso. PEP 69, Villeurbanne

Cécile Becaud, Kinésithérapeute Vestibulaire, Lyon

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : Jeudi 21 et vendredi 22 mars 2019

Durée : 2 jours - 12h

Tarif : 370 euros

Public : professionnels de la surdité : orthophonistes, ORL, audioprothésistes, enseignants spécialisés, psychomotriciens, Kinésithérapeutes.

Nbre minimum de participants : 15

Inscriptions

ACFOS

11 rue de Clichy 75009 Paris

Tél. 09 50 24 27 87

Courriel : contact@acfos.org

Site : www.acfos.org



> ANNONCES

OFFRE D'EMPLOI



La MUTUALITE FRANCAISE SARTHE recrute :

UN AUDIOPROTHESISTE H/F

Type de contrat	Temps de travail	Localisation	Prise de poste
CDI	Temps plein	LE MANS/ LA FERTE BERNARD	Mai 2019

Mission :

Placé(e) sous la responsabilité hiérarchique du Responsable Secteur Audition, il(elle) adapte et commercialise les équipements d'audioprothèse dans le respect des normes techniques, médicales et éthiques avec pour objectif d'offrir le meilleur service à l'usager.

Statut Cadre 35H - Rémunération selon convention collective Mutualité et expérience + primes d'activité

Prérequis :

Titulaire du Diplôme d'Etat en Audioprothèse

Merci d'adresser votre lettre de motivation et votre CV avant le 15 février 2019

à la Mutualité Française Sarthe - Service Ressources Humaines (Réf.19/001)
par courrier : 84/100 rue du Miroir - 72100 LE MANS
ou courriel : laetitia.le.mesle@mutualite-sarthe.fr

Retrouvez nos métiers sur le département de la Sarthe :

2 centres de santé dentaire



11 magasins Les Opticiens Mutualistes



5 centres Audition Mutualiste



OFFRE D'EMPLOI



La MUTUALITE FRANCAISE SARTHE recrute :

UN AUDIOPROTHESISTE POLYVALENT H/F

Type de contrat	Temps de travail	Localisation	Prise de poste
CDI	Temps plein	PAYS DE LA LOIRE (rattaché à la SARTHE)	Mai 2019

Mission :

Placé(e) sous la responsabilité hiérarchique du Responsable Secteur Audition, il(elle) adapte et commercialise les équipements d'audioprothèse dans le respect des normes techniques, médicales et éthiques avec pour objectif d'offrir le meilleur service à l'usager.

Statut Cadre 35H - Rémunération selon convention collective Mutualité et expérience + primes de sujétion + primes d'activité

Rattaché(e) contractuellement à la Sarthe, il(elle) sera amené(e) à intervenir, afin de répondre à des besoins de remplacement, sur l'ensemble des sites actuels ou à venir de l'enseigne Audition Mutualiste situés en Région Pays de la Loire (voiture de fonction à disposition)

Prérequis :

Titulaire du Diplôme d'Etat en Audioprothèse

Merci d'adresser votre lettre de motivation et votre CV avant le 15 février 2019

à la Mutualité Française Sarthe - Service Ressources Humaines (Réf.19/002)
par courrier : 84/100 rue du Miroir - 72100 LE MANS
ou courriel : laetitia.le.mesle@mutualite-sarthe.fr

Retrouvez nos métiers sur le département de la Sarthe :

2 centres de santé dentaire



11 magasins Les Opticiens Mutualistes



5 centres Audition Mutualiste



Aidez nous à changer la vie de milliers d'hommes et de femmes en leur faisant vivre une expérience unique !

N°1 mondial de l'audition, Amplifon en France c'est :
Un parcours de formation personnalisé avec les meilleurs experts du métier
La liberté de choix des prothèses auditives
Une évolution de carrière construite avec un manager Audioprothésiste
Un partenaire privilégié et historique des médecins O.R.L.

A votre tour, venez vivre une expérience professionnelle unique : connectez-vous sur www.careers.amplifon.com ou contactez Thibault LEDROIT au 06 23 30 33 74



OPTICAL CENTER
OPTIQUE & AUDITION

Centres d'Audition à Dijon recherchent un Audioprothésiste DE en cdi pour l'une de leurs cabines

- **Cabines neuves** dotées d'un plateau technique haut de gamme Signa.
- Vous travaillerez **en collaboration avec un assistant**, auprès de tous les laboratoires.
- **Encadrement par un senior pour les jeunes diplômés**, dans une **équipe professionnelle et dynamique**.
- **Conditions de travail et financières très attractives.**

Contactez M. Alexis Bocca
au 06 89 91 73 63

Révérons notre acuité humaine.



AUDITION MUTUALISTE
VOTRE AUDITION. NOTRE PRIORITÉ.

**La Mutualité Française Dordogne recherche
pour ses centres de Périgueux :
2 AUDIOPROTHÉSISTES**

- Embauche dès que possible
- Localisation du poste : Périgueux (24)
- CDI temps plein ou temps partiel choisi
- Débutants acceptés
- Convention Collective Mutualité
- Présence d'une assistante
- Statut cadre
- Matériel neuf
- **Salaire : Rémunération motivante**
(base 60K€ -variable incluse- + Mutuelle + Tickets restaurants)

Contact :

RICCO Alexandre, Directeur Général, Mutualité Française Dordogne

dga@mutualite24.fr

05-53-35-36-00

Dans le cadre de son développement,
les Laboratoires d'Audiologie RENARD
Recrutent

**2 audioprothésistes diplômés d'Etat
pour
LILLE et DUNKERQUE.**

CDI à temps complet !

Contactez directement Christian RENARD
au **03.20.57.85.21**
ou sur contact@laborenard.fr



AUDITION CONSEIL
vous accompagne dans chacun
de vos projets



VU À LA
TÉLÉ

Nous recherchons
Audioprothésistes D.E.
dans toute la France

- postes salariés
- possibilités d'association
- aide à l'ouverture
ou au rachat de centres

Rejoignez-nous !
contact@auditionconseil.fr
01 56 567 561



auditionconseil.fr



Audioprothésiste (H/F)
Poitiers & Chauvigny (86)



L'entreprise :

Spécialiste de la correction auditive et de l'appareillage implanté sur le département de la Vienne (86), la mutualité française de la Vienne recherche, dans le cadre d'un renforcement d'équipe : un(e) Audioprothésiste Diplômé(e) d'Etat pour ses centres Audition Mutualistes.

Vous viendrez renforcer une équipe de 4 audioprothésistes et de 5 assistantes au sein de centres en fort développement. Vous exercerez sur le site de Chauvigny (2 jours/semaine) et de Poitiers (2,5 jour/semaine).

Le poste :

Sous la responsabilité du directeur filière, et avec l'appui d'une assistante, vos principales missions seront : conseiller le patient, répondre à ses attentes et à ses besoins ; réaliser les tests audiométriques et adapter les appareils dans le respect des normes techniques et médicales avec pour objectif d'offrir le meilleur service au patient ; finaliser la vente dans le respect de la prescription médicale et des normes techniques et commerciales ; expliquer le mode d'utilisation de l'appareillage et en assurer le réglage et le suivi d'adaptation ; conseiller et réaliser la vente de produits annexes : piles, produits d'entretien et accessoires.

Ces centres mettent à disposition du matériel moderne et de qualité. Ses membres développent de nombreux partenariats avec des acteurs du secteur du handicap et des cliniques. De fait, si vous le souhaitez, vous disposerez de temps consacrés à la participation à ces projets intéressants.

Profil :

Titulaire du diplôme d'état d'audioprothésiste, vous maîtrisez l'ensemble des actes professionnels et des évolutions techniques. Vous bénéficiez idéalement d'une première expérience réussie en tant qu'audioprothésiste.

Qualités attendues : autonomie, sens commercial, qualités humaines.

Conditions :

Nature du contrat proposé : **CDI salarié, statut cadre**
Horaires : 35 heures hebdomadaires sur 4,5 jours
Rémunération et avantages : selon profil + Prime panier + voiture de service ou remboursement des frais kilométrique.

Date de démarrage souhaitée : **dès que possible**

Pour candidater merci d'envoyer votre CV à : cabinet@reflex.fr
Réponse et confidentialité garanties.



> ANNONCES

La Mutualité Française Anjou-Mayenne, membre de VYV CARE recrute pour ses Centres « Audition Mutualiste » :

1 AUDIOPROTHESISTE (H/F)

Intervenant au sein de la Région des Pays de la Loire (Poste basé à Angers)

Référence annonce	Type de contrat	Temps de travail	Localisation	Prise de poste
2018 212	CDI	Temps plein (Travail sur 4 jours)	Région des Pays de La Loire	Dès que possible

MISSIONS PROPOSÉES

Vous êtes audioprothésiste H/F et vous souhaitez nous rejoindre au sein de nos Centres « Audition Mutualiste » ?! Adressez-nous votre candidature!

En lien direct avec le Directeur Régional, vous intégrez une équipe de trente-cinq audioprothésistes dont trois audioprothésistes pouvant intervenir sur l'ensemble de nos 45 Centres « Audition Mutualiste » de la Région des Pays de la Loire.

Vous contribuerez dans le cadre de votre activité d'audioprothésiste, à sa fidélisation et à son développement dans le respect des valeurs de l'enseigne « Audition Mutualiste ». Alliant compétences techniques et relationnelles, vous accompagnez la clientèle dans le choix d'un appareil auditif adapté.

Pour cela, vous :

- ✦ évoluez dans un environnement professionnel et technique innovant et de qualité (matériel In Vivo, logiciel métier Cosium);
- ✦ bénéficiez d'une clientèle existante;
- ✦ êtes assisté par des assistant(e)s audioprothésistes et professionnels qualifiés;
- ✦ bénéficiez d'une politique de formation dynamique.



Le profil recherché :

- Titulaire d'un diplôme d'audioprothésiste, vous êtes autonome, doté(e) d'un excellent relationnel et rigoureux

Pour un parcours professionnel stimulant, rejoignez un réseau d'audioprothésiste d'envergure nationale à l'écoute de vos aspirations.

→ Rémunération fixe + variable – Statut Cadre – Véhicule de fonction

Pour postuler à cette offre, adressez-nous votre candidature comprenant Cv et lettre de motivation avec la référence de l'offre.

- Par mail : helene.rouliere@mfam.fr
- Par courrier : Mutualité française Anjou Mayenne – DRH – 67 rue des Ponts de Cé 49028 ANGERS cedex 01



SoluSons recrute des audioprothésistes en CDI sur les secteurs de :

- 69 Lyon
- 42 Roanne
- 63 Clermont-Ferrand
- 33 Bordeaux
- 79 Niort

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@solutions.fr - Tom DIDIER 06 80 77 53 77



Acuitis recrute un(e) responsable audioprothésiste diplômé(e) à Saint-Maximin. Poste à pourvoir à temps plein.

Vous voulez partager une aventure humaine et professionnelle dans une entreprise familiale et indépendante.

Vous aimez relever les challenges et participer au développement de votre entreprise avec de nombreuses possibilités d'évolution.

Rejoignez-nous et construisons ensemble un monde où les valeurs de respect, de gentillesse et de savoir-faire sont les maîtres mots.

AVANTAGES :

Salaire attractif, formations continues, partenariats avec les leaders mondiaux, équipement de très haute technologie.

Envoyez votre CV et votre lettre de motivation à caroline.delambre@acuitis.com acuitis.com

Optic Vidale



Magasin d'Optique à Talange (57) propose un **local audioprothésiste** prêt à l'emploi.



Clientèle déjà existante, avec **fort potentiel** de développement

Valérie VIODALE : 03.87.70.26.85

Horaires Magasin : Mardi au vendredi : 9h30.12h00 / 14h00.19h00
Samedi : 9h30.12h00 / 14h00.18h00



Motion Charge&Go Nx.

Le 1^{er} contour puissant, rechargeable et parfaitement connecté !



**Exclusivité
MONDIALE**

Motion Charge&Go Nx, l'incroyable contour !

- Rechargeable Lithium-Ion par induction
- Connectivité Bluetooth® Low Energy
- Technologie Nx avec OVP™, perception naturelle de la voix
- Puissance et performance audiologiques



Le 1^{er} contour à offrir la puissance, l'autonomie et le confort du rechargeable, le tout associé à la connectivité Bluetooth !

Solutions
Auditives



signia-pro.fr

SIEMENS

Muse iQ^R

METTEZ LE TURBO



Muse iQ^R
LITHIUM-ION



NOUVEAU



Mini Turbo Chargeur

Le Mini Turbo Chargeur est le compagnon idéal des utilisateurs de Muse iQ R, pour avoir ses aides auditives toujours prêtes à l'emploi !



En seulement 7 minutes, vos patients profitent d'une autonomie de 3,5 heures.



L'équivalent de 4 cycles de charge pour une autonomie de 120 heures.

Le **Mini Turbo Chargeur** trouvera sa place aisément dans une poche ou dans un sac à main et permettra à vos patients de pouvoir compter sur leurs aides auditives tout au long de la journée.

Disponible dès le 21 janvier 2019.

Renseignez-vous dès maintenant auprès de votre Responsable Régional des ventes ou sur www.starkey.fr.



www.starkey.fr
www.starkeyfrancepro.com

