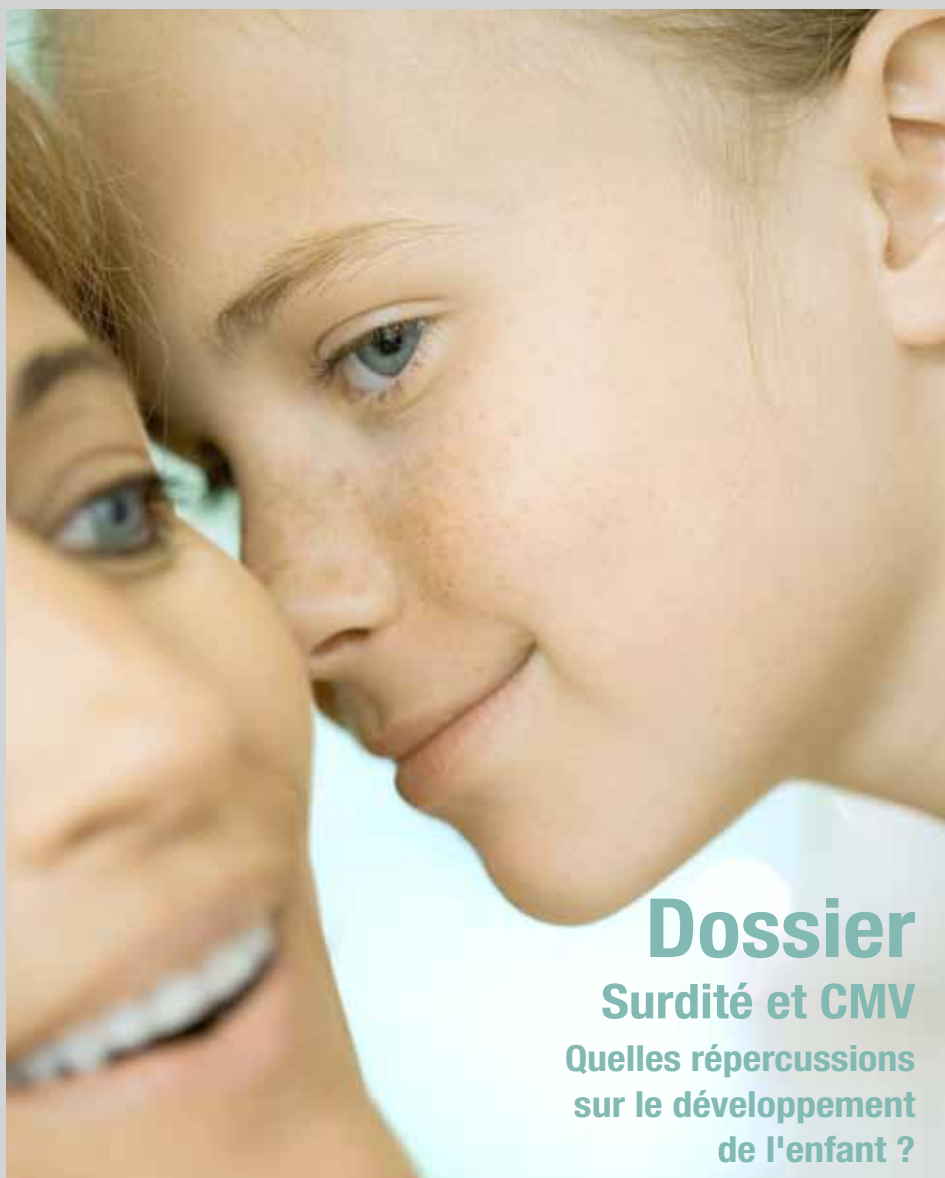


Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

Volume 28 - Septembre/Octobre 2015 - Numéro 5



Dossier

Surdité et CMV

Quelles répercussions
sur le développement
de l'enfant ?



Veille technique

Les innovations des industriels



Cas clinique

Suivi audioprothétique : des patients
préparés progressivement à l'idée de
l'implant cochléaire Arnaud COEZ



Actualités

Le monde de l'audiologie



Métier et technique

Liste des mémoires réalisés à Paris
par les étudiants en audioprothèse

Alexandre GARCIA



Veille acouphènes

L'hyperacousie : 2) Contribution
  l'établissement d'un modèle
neurophysiologique de l'hyperacousie

Philippe LURQUIN, Hélène VIOLLETTE



Interview

Remise de la Légion d'honneur dans
le grade de Chevalier   Xavier Renard
Président d'honneur du Collège National
d'Audioprothèse François DEGOVE

Rassemblons nos valeurs pour donner le meilleur de la correction auditive



Dans le contexte actuel de sous équipement des personnes malentendantes, le travail à l'unisson est déterminant : les **130 laboratoires du réseau national Dyapason** préparent l'avenir de notre métier et se fédèrent autour de **valeurs humaines et éthiques fortes**.

➤ Une haute qualité de soins

Appartenir au réseau Dyapason c'est adhérer à un niveau de qualité de soins élevé, certifié par un label : tout en conservant sa propre enseigne, l'audioprothésiste partenaire bénéficie de la marque Dyapason en s'engageant formellement au respect des 119 points de la **Charte de soins Dyapason** définie par la commission d'éthique et de surveillance du réseau. Tout membre Dyapason souscrit à ce cahier des charges en signant un contrat de licence de marque. Il valide aussi le principe d'un contrôle permanent de sa pratique : l'exigence du réseau garantit **la qualité et l'homogénéité des soins** des laboratoires Dyapason auprès du corps médical et du grand public.

➤ Un accompagnement personnalisé

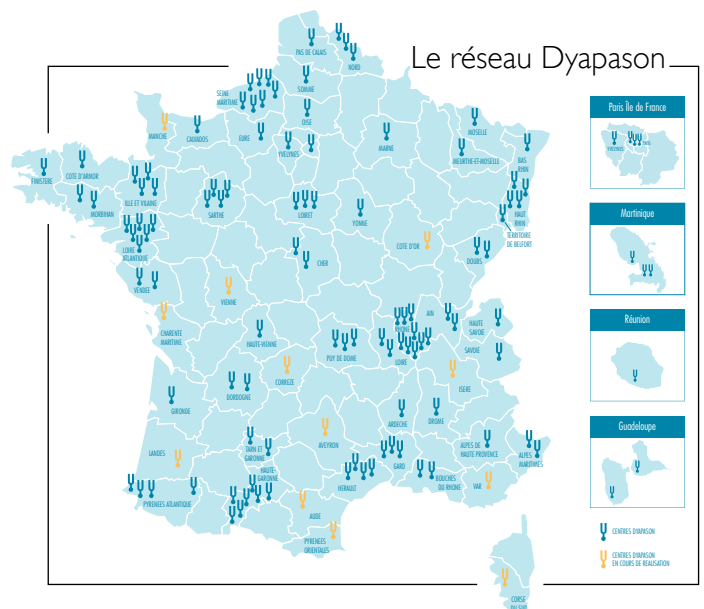
L'enseigne Dyapason crée les conditions d'un **suivi hors pair des patients**. Bilan d'investigation prothétique, choix de l'appareillage, procédure de sélection, attention portée aux essais et à la relation humaine instaurée : à toutes les étapes de l'accompagnement du patient vers une meilleure audition, l'audioprothésiste du réseau se met au diapason des besoins particuliers de la personne. Une mesure régulière de la satisfaction des patients est établie. La dernière enquête apporte un éclairage significatif à cet engagement de l'enseigne : **98.7% des patients se déclarent satisfaits** ou très satisfaits du service fourni par les centres Dyapason.

➤ Une valorisation des ressources

En se positionnant comme un acteur de la filière capable de concilier technicité et qualité d'écoute, le réseau national de soins Dyapason favorise une **dynamique des compétences**. Séminaires, réunions thématiques et échanges techniques interactifs sont autant d'occasion de faire progresser le métier d'audioprothésiste. Les temps de formation, régulièrement proposés aux membres du réseau, favorisent à leur tour le suivi d'une technologie en évolution constante. Tout audioprothésiste Dyapason peut en outre soumettre les dossiers les plus délicats à la **commission technique nationale** et avoir accès en ligne aux **bases audiologiques** de cet espace scientifique. Le réseau Dyapason organise également des symposiums avec les médecins ORL et travaille à leur apporter une information technique et médicale de référence.

➤ Une solidarité continue

La confiance, valeur constitutive du réseau Dyapason, permet à tout audioprothésiste d'**être recommandé par un confrère**. Le lien créé sur la base de cette solidarité mutuelle, sans nuire à l'autonomie et à l'indépendance de chacun, permet de constituer **une entité forte** dans le champ de l'audition en France. Un lien encore renforcé, non seulement par l'efficacité de la **centrale d'achat Dyapason** qui permet un accès aux meilleurs produits au meilleur prix, mais aussi par **la visibilité à long terme** apportée par les études de marché réalisées par le réseau. En valorisant le rôle de l'audioprothésiste auprès des patients, Dyapason encourage le recours aux aides auditives. En optimisant l'achat des équipements et la technicité des laboratoires partenaires, le réseau Dyapason leur assure **crédibilité et professionnalisme**.



L'audition pour passion

**Vous vous reconnaissez
dans les valeurs du réseau
Dyapason ?
Rejoignez-nous !**



Contact : **Philippe DELBORT** - 06 98 20 64 46 - philippe.delbort@gmail.com - dyapason@wanadoo.fr
www.dyapason.fr



3 Editorial

Paul AVAN



5 Le mot du Président du Collège

Stéphane LAURENT



6 Dossier : Surdité et CMV

**Séquelles auditives et vestibulaires
de l'infection congénitale par le CMV**

Natacha TEISSIER

**Analyse acoustique et perceptive des voyelles orales
du français produites par des enfants sourds porteurs
d'un implant cochléaire unilatéral et par des enfants
normo-entendants**

Clara LEGENDRE, Jacqueline VAISSIÈRE

**La perception des voyelles nasales par les adultes devenus
sourds et implantés cochléaires**

Stéphanie BOREL

27 Etudes

**Effet du bruit environnemental et la dépendance à la nicotine
sur l'audition à Beyrouth**

Elie EL ZIR, Ramez CHAHINE

**Estimation Appareillage avec amplification
étendue aux fréquences aiguës**

Monika BAUMANN



40 Cas clinique

**Suivi audioprothétique : des patients préparés progressivement
à l'idée de l'implant cochléaire**

Arnaud COEZ



44 Métier et technique

**Liste des mémoires réalisés à Paris par les étudiants
en audioprothèse**

Alexandre GARCIA



56 Interview

**Remise de la Légion d'honneur dans le grade de Chevalier
à Xavier Renard Président d'honneur du Collège National
d'Audioprothèse**

François DEGOVE

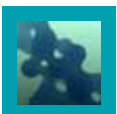


60 Veille acouphènes

L'hyperacousie

**2) Contribution à l'établissement d'un modèle neurophysiologique
de l'hyperacousie**

Philippe LURQUIN, Hélène VIOLLETTE



64 Veille technique

**BERNAFON - INTERACOUSTICS - OTICON - PHONAK
SOLUTIONS AUDITIVES SIEMENS - STARKEY - UNITRON - WIDEX**



83 Actualités et agenda

91 Annonces

Liste des annonceurs

Advanced Bionics
Annuaire Français d'Audiophonologie
Audilab - Cabinet Bailly - Dyapason
Oticon - Phonak - Siemens - Starkey
Vibrant Med-El

Les Cahiers de l'Audition
Sept./Oct. 2015 - Vol 28 - N°5

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

Editeur

Collège National d'Audioprothèse
Président Stéphane LAURENT
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
step.laurent@wanadoo.fr

Directeur de la publication et rédacteur

Arnaud COEZ
LCA - 20 rue Thérèse
75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
acoez@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
21 bis, rue Voltaire
75011 Paris
Tél. 01 42 78 68 21
stephanie.bertet@mbq.fr

Abonnements, publicités et annonces

Collège National d'Audioprothèse
Secrétariat
20 rue Thérèse - 75001 Paris
Tél. 01 42 96 87 77
cna.paris@orange.fr

Dépôt Légal à date de parution

Septembre/Octobre 2015
Vol. 28 N°5
Imprimé par Simon Graphic - Orans

Le Collège National d'Audioprothèse

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



Membres du Collège National d'Audioprothèse



Membres honoraires du Collège National d'Audioprothèse



Membres Correspondants étrangers du Collège National d'Audioprothèse





Paul AVAN

Dans le prolongement du numéro précédent, le dossier de ce numéro nous propose trois articles qui examinent des questions scientifiques pointues en apparence, mais riches de conséquences pratiques pour les cliniciens qui auront à prendre en charge les patients concernés. Le premier article décrit ce que l'on sait désormais des atteintes auditives liées à l'infection congénitale par le cytomégalovirus, redoutable pour le fœtus et qui constitue la première cause de surdité neurosensorielle non génétique depuis que d'autres causes infectieuses ont pu être jugulées, au moins dans les pays avancés. Le Docteur Natacha Teissier a fait son thème de recherche de cette surdité insidieuse et d'apparition parfois très retardée, accompagnée de troubles de l'équilibre, et avec un retentissement évident sur le développement de l'enfant. Elle nous développe tous ses arguments qui font penser à une surdité qui, au départ, cible les structures régulatrices du potassium du secteur endolymphatique (strie vasculaire et cellules sombres). Une fois que l'homéostasie de l'oreille interne est suffisamment perturbée se greffent des anomalies de plus en plus évidentes, mais secondaires, des cellules sensorielles. Ce modèle est très intéressant au vu des tentatives bientôt indispensables de bien savoir distinguer les formes d'atteintes de l'oreille interne, dans un cadre très général comme celui des presbycousies, pour répondre à la question : quel appareillage pour quelle profil de surdité ? Le modèle à CMV et ses variantes animales offrent un banc d'essai dont les chercheurs puis les audioprothésistes pourraient tirer des leçons intéressantes.

Les deux autres articles du dossier se penchent sur les sujets implantés cochléaires, afin d'un côté d'analyser les voyelles que produisent les enfants, et de l'autre, de tenter de comprendre les causes et les impacts des difficultés d'identification des voyelles nasales, une pierre d'achoppement classique pour tous ces patients implantés... et pour leurs régleurs et orthophonistes. Aussi bien Clara Legendre et Jacqueline Vaissière que Stéphanie Borel nous montrent comme la phonétique peut voler au secours de l'orthophonie. Loin d'être un simple « jeu » académique, ces travaux permettront d'affiner les études qui visent à mettre en avant les apports de l'implantation précoce chez l'enfant sourd congénital, en suggérant des mesures plus robustes ou des indicateurs plus précis. Du côté réception, ils pourraient aussi donner des informations sur les multiples paramètres influents d'une implantation cochléaire, même si les résultats de Stéphanie Borel montrent qu'en pratique et dans le silence tout au moins, les patients peuvent compenser cognitivement leur déficit.

Technicité et questions de sciences fondamentales se doivent de faire bon ménage avec la pratique, pas tout à fait quotidienne mais assez fréquente dès lors qu'on s'occupe d'appareillage de l'enfant: ce numéro contribue à l'illustrer.

Paul Avan



ENSEIGNEMENT POST-UNIVERSITAIRE D'AUDIOPROTHESE

**LE CONTRÔLE D'EFFICACITÉ
PROTHÉTIQUE DE L'ADULTE
(VALANT DPC)
DE L'APPORT QUANTITATIF À
L'AMÉLIORATION DE LA QUALITÉ DE VIE**

**4/5 DÉC 2015
PARIS - LA VILLETTE**

Organisé par le Collège National d'Audioprothèse
avec les Directeurs d'Enseignement d'Audioprothèse

Centre des Congrès de La Villette
Cité des Sciences et de l'Industrie
30, avenue Corentin Cariou - 75019 Paris

**Renseignements et inscription :
Collège National d'Audioprothèse**

20, rue Thérèse - 75001 Paris

Tél. : 01 42 96 87 77 - Fax : 01 49 26 02 25

cna.paris@orange.fr - www.college-nat-audio.fr



LE MOT DU PRESIDENT DU COLLEGE



Implants cochléaires, séquelles auditives de l'infection congénitale par le cytomégalovirus (CMV) ; d'aucuns pourraient, à courte visée, s'interroger sur l'intimité de la relation de ces thématiques avec l'exercice quotidien de l'audioprothésiste. Et pourtant, si ces pages n'étaient que l'écho de la technologie au service de l'audition, quelque chose d'essentiel nous ferait défaut : la culture la plus large possible que doit posséder l'audioprothésiste pour prendre en charge chaque patient dans son contexte de santé auditive. Dans ce bagage scientifique sans cesse renouvelé réside la pratique immatérielle qui pourtant - dans la diversité et la spécificité de chaque patient - permettra une prise en charge de qualité, pleine de conseils avisés et créatrice de confiance réciproque.

Si les audioprothésistes représentent le contingent le plus important parmi les professionnels de santé en charge des réglages d'implants cochléaires, le pourcentage d'audioprothésistes exerçant cette responsabilité demeure modeste. Pourtant, tous les audioprothésistes sont concernés par l'implant cochléaire ! C'est un devoir médical que de participer, avec le médecin ORL, à l'orientation d'un patient en limite d'appareillage conventionnel vers une évaluation pré-implantation cochléaire. Là aussi, il ne s'agit pas de se substituer aux équipes pluridisciplinaires de chaque centre d'implantation, mais d'accompagner nos patients vers ce nouvel horizon thérapeutique. D'autant que les mondes de l'implant cochléaire et de l'aide auditive ne cessent de se rapprocher : traitements de signal, accessoires communs, pour ne citer qu'eux. L'audioprothésiste de terrain, même s'il n'effectue pas les réglages de l'implant de ses patients orientés vers cette solution, se doit d'en posséder la syntaxe de base, d'en connaître les modalités essentielles de prise en charge et, comme pour la prothèse auditive, en cerner les bénéfices et limites. Enfin, de nombreuses personnes implantées portent une aide auditive controlatérale. Il n'est guère envisageable pour ces patients, d'un point de vue éthique et médical, d'avoir en face d'eux des professionnels de santé entièrement dédiés à la prise en charge d'une des modalités techniques de correction auditive (appareil conventionnel) en ignorant tout des enjeux de l'autre oreille implantée ! Cela justifie d'ailleurs pleinement la culture basée sur les preuves que j'appelle de mes vœux pour notre profession. Les données publiées sur le bénéfice apporté par une aide auditive controlatérale à l'implant

cochléaire sont conséquentes, ce qui permet évidemment à l'audioprothésiste d'avoir un autre regard sur son travail d'appareillage, que ce soit dans les réglages, les évaluations et les conseils apportés au patient.

La formation initiale prend de plus en plus en compte cette dimension d'alternative thérapeutique que sont l'implant cochléaire et son articulation avec l'appareillage conventionnel. Ce champ de connaissances ne pouvait bien sûr pas être prévu à l'origine de notre profession et montre à lui seul la nécessaire évolution de notre diplôme. L'implant cochléaire, comme l'appareillage pédiatrique ou la prise en charge des patients souffrant d'acouphènes ne sont pas des annexes, des options à notre périmètre d'exercice. Ils sont partie intégrantes de nos savoir-faire pour ceux qui exercent au quotidien ces disciplines, mais aussi un versant de connaissances indispensables à chacun de nous dans le juste accompagnement des patients vers un confrère qui serait plus particulièrement spécialisé dans ce type de pratique.

Il en va de même pour la culture médicale large dont doit disposer l'audioprothésiste, en nous appuyant à nouveau sur l'exemple de ce très bel article consacré aux conséquences auditives d'une infection par le CMV. La force de ces connaissances livresques, encore une fois, n'est évidemment pas dans une application directe dans le réglage des appareils auditifs. Mais - et c'est à mon sens tout aussi important - cet ensemble culturel, forgé au gré des lectures, des congrès et des rencontres professionnelles, modèlera peu à peu l'attitude de l'audioprothésiste envers ses patients. Ses mots, ses gestes, sa compassion juste et éclairée des connaissances de son temps contribueront à établir ce que beaucoup - à juste titre - considèrent comme un élément crucial de tout processus thérapeutique : la confiance. Confiance qui j'en suis persuadé se traduit par un port plus important, par moins d'échecs d'appareillage. Lorsque l'on a à l'esprit les conséquences cognitives du non appareillage chez le sujet âgé, difficile de faire l'impasse sur tout ce qui peut contribuer à en optimiser l'observance.

Restons curieux, à l'affût de ces recherches fondamentales, sans en filtrer l'accès sous prétexte de manque d'applications concrètes. Le métier de demain est présent dans chacun de ces travaux.

Stéphane LAURENT

Audioprothésiste D.E.
Responsable
Pédagogique Ecole
J.-E. Bertin Fougères/
Rennes

Président du
Collège National
d'Audioprotèse

> Dossier

Surdité et CMV Quelles répercussions sur le développement de l'enfant ?

- 7 Séquelles auditives et vestibulaires de l'infection congénitale par le CMV**
Natacha TEISSIER
- 12 Analyse acoustique et perceptive des voyelles orales du français produites par des enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire unilatéral et par des enfants normo-entendants**
Clara LEGENDRE, Jacqueline VAISSIERE
- 18 La perception des voyelles nasales par les adultes devenus sourds et implantés cochléaires**
Stéphanie BOREL

Séquelles auditives et vestibulaires de l'infection congénitale par le CMV



L'infection congénitale à CMV est la première cause de surdité neurosensorielle non génétique : elle est responsable de 0,2 à 1,3 surdité /1000 naissance¹, soit 10 à 50% des surdités, toutes gravités confondues². Les séquelles d'infection congénitale sont plus fréquentes quand l'infection est symptomatique à la naissance : la surdité concerne jusqu'à 33-85% des enfants symptomatiques alors que seuls 7-10% d'enfants asymptomatiques développent une surdité³⁻⁵. De même, souvent sous-évaluées et moins connues, les atteintes vestibulaires sont fréquentes et participent au retard des acquisitions motrices. L'étiopathogénie de ces atteintes reste peu connue : les études humaines sont rares et les modèles animaux présentent des limites. Du point de vue thérapeutique, diverses études récentes démontrent le bénéfice d'un traitement antiviral en période néonatale chez les nourrissons symptomatiques tant sur les atteintes centrales que sur la surdité : il permettrait une diminution de la sévérité des atteintes auditives et un décalage dans le moment de la survenue de la dégradation.

1

Atteintes oreille interne

Surdité

Dans le cadre d'une étude prospective menée sur dix ans par Foulon, 74 enfants parmi 14021 naissances (soit 0,53 %) étaient porteurs d'une infection congénitale à CMV ; 4 d'entre eux étaient symptomatiques à la naissance⁶. Soixante enfants ont été évalués régulièrement pour leur audition (audiogramme, potentiels évoqués, produits de distorsion). Une surdité a été identifiée chez 21 % des patients asymptomatiques et chez 33 % des patients symptomatiques à la naissance, soit chez 22 % des enfants infectés. Cinq pourcents ont présenté une surdité tardive, 11 % une surdité progressive et enfin 16 % une surdité fluctuante. En extrapolant ces données, les auteurs suggèrent que 36 % des surdités neurosensorielles profondes seraient secondaires à une infection congénitale à CMV.

La surdité consécutive à l'infection congénitale à CMV se caractérise donc par sa survenue parfois tardive et sa forte propension à évoluer vers une surdité profonde. Le CMV est identifié dans au moins 8% des surdités et serait tenu pour responsable de 20% des surdités d'origine inconnue. Quand les enfants symptomatiques à la naissance développent une surdité, elle est bilatérale dans 71% des cas et unilatérale dans 29% des cas ; chez les enfants asymptomatiques, elle n'est bilatérale que dans 43% des cas. Chez les enfants symptomatiques, la surdité est habituellement sévère à profonde, 18% des enfants ont une surdité d'apparition secondaire, 18% une surdité progressive et 20% une surdité fluctuante. Chez les enfants asymptomatiques, le profil de surdité est semblable, mais on ne note que 9% de surdités d'apparition secondaire⁴.

De plus, la survenue est plus précoce en cas d'infection symptomatique à la naissance: elle apparaît en moyenne à 33 mois chez les enfants symptomatiques et 44 mois chez les enfants asymptomatiques^{5,7}. Alors que la surdité peut être d'apparition tardive, même jusqu'à 72 mois, la plupart des surdités supérieures à 30dB apparaissent dans les 3 premières années⁸. Compte tenu de cette tendance à la survenue tardive et à l'aggravation progressive, il est donc nécessaire de proposer une surveillance prolongée chez tout enfant aux antécédents d'infection congénitale à CMV du fait d'un fort risque de dégradation secondaire⁹.

Le tableau d'infection post-natale est tout à fait différent. Il n'entraîne pas d'atteinte centrale ni de surdité ; un seul cas de surdité a été rapporté dans un contexte particulier d'immunodépression leucémique¹⁰. L'oreille constitue donc habituellement un milieu clos, insensible à l'infection systémique néonatale et postnatale.

Atteinte vestibulaire

D'après une étude récente de Zagolski¹¹, l'atteinte vestibulaire est fréquente, souvent sous-évaluée et parfois plus sévère que la surdité. Sur les 26 enfants aux antécédents d'infection congénitale à CMV, 16 n'avaient pas de réponses aux tests caloriques, 12 aux potentiels évoqués myogéniques, alors que seulement 8 avaient une atteinte des potentiels évoqués auditifs.

Une étude rétrospective¹² reprenant le bilan auditif et vestibulaire de 52 enfants infectés de congénitalement par le CMV entre 1999 et 2013 a été menée dans notre service. Parmi ces enfants, 92,3 % (48/52) des enfants présentaient une atteinte auditive et vestibulaire. Les déficits vestibulaires étaient complets et bilatéraux dans 33,3% (16/48) des cas, partiels et bilatéraux dans 43,7 % (21/48) des cas et partiels unilatéraux dans 22,9 % (11/48) des cas. Quatorze enfants (26,9 %) ont bénéficié de plusieurs tests vestibulaires : 50 % (7/14) ont gardé une fonction vestibulaire stable et 50 % (7/14) se sont aggravés.

Il existe un retentissement significatif ($p < 0,05$) sur le développement posturomoteur de ce groupe d'enfants CMV et une association entre l'existence d'une atteinte vestibulaire et d'une atteinte auditive, cependant la gravité de l'une n'est pas nécessairement corrélée à la gravité de l'autre atteinte.

Les déficits vestibulaires sont fréquents et souvent sévères chez les enfants infectés de manière congénitale par le CMV (Figure 1). Un dépistage et une prise en charge des troubles vestibulaires devraient être systématiquement réalisés précocement chez les enfants aux antécédents d'infection congénitale par le CMV, afin de proposer une rééducation précoce et adaptée.

**Natacha
TEISSIER**



Service d'ORL
pédiatrique
DHU Protect
Inserm U1141,
Hôpital Robert Debré,
AP-HP, Paris.



Figure 1 : Exemple d'une atteinte vestibulaire chez un enfant aux antécédents d'infection congénitale par le CMV.

2

Facteurs de risque de surdité chez un enfant ayant une infection congénitale à CMV

Les risques identifiés à ce jour de surdité neurosensorielle chez ces enfants sont :

- une infection symptomatique à la naissance (OR = 9,3) ;
- une charge virale supérieure à 5000 PFU dans les urines et à 10 000 copies/ml dans le sang ; une charge virale inférieure 10 000 copies/ml de sang est associée à un risque de séquelles de 5%, alors que le risque passe à 53% quand la charge virale est au-dessus du seuil de 10 000 copie/ml^{13,14}. De plus, Li a montré qu'en effet, il existait de manière significative ($p < 0,05$) une incidence plus élevée de surdité quand la charge virale dans les urines était élevée, en particulier au dessus d'un seuil de $1,25 \times 10^5$ copies/ml d'urine ; ce seuil aurait une sensibilité de 54% et une spécificité de 100% ;
- un retard de croissance intra-utérin, témoin d'une infection fœtale mais aussi placentaire ;
- des pétéchiées néonatales.

L'existence d'une hépatosplénomégalie, d'une hépatite, de calcifications intracrâniennes ou d'une thrombopénie n'est pas corrélée à un risque plus élevé de surdité¹⁵. Par ailleurs, une étude portant sur le statut sérologique de la mère a montré que l'immunisation préalable de la mère contre le CMV ne conférerait pas une protection contre une atteinte auditive chez l'enfant. En effet, l'immunité croisée n'étant pas absolue entre les différents sérotypes de CMV, la mère peut s'infecter avec un autre sérotype en cours de grossesse. Cependant, il existe une différence significative de l'incidence de surdité sévère ou profonde et progressive dans le groupe primo-infection par rapport au groupe récurrence^{16,17}.

3

Atteintes histopathologiques de l'oreille interne

Chez l'homme

La cochlée est une structure sensorielle complexe caractérisée par l'existence de secteurs distincts aux particularités osmotiques différentes : le secteur périlymphatique comportant les rampes vestibulaires et tympaniques est baigné de périlymphe, un liquide proche du liquide céphalo-rachidien, riche en sodium et pauvre en potassium. A l'inverse, le secteur endolymphatique correspond à la scala media et contient l'organe neurosensoriel proprement dit, l'organe de Corti abritant les cellules ciliées; il est baigné d'endolympe, un liquide riche en potassium et pauvre en sodium. Cette forte concentration est tributaire d'un bon fonctionnement des pompes à potassium de la strie vasculaire et des structures de soutien de l'organe de Corti. L'étanchéité de la membrane de Reissner et son rôle dans la régulation du chlore sont aussi indispensables pour le maintien de la différence de gradient potassiumique. Au niveau vestibulaire, l'action régulatrice de potassium est assurée par les cellules sombres.

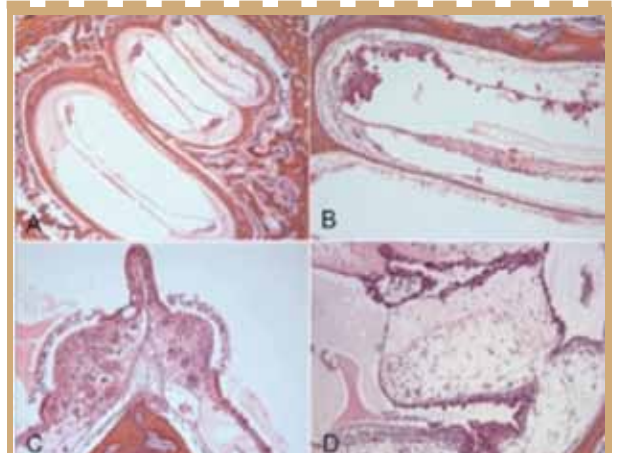


Figure 2 : A B : Coupes histologiques en HES d'une cochlée de fœtus congénitalement infecté par le CMV : on note de nombreuses inclusions cytomégaliennes au niveau de la strie vasculaire et de la membrane de Reissner. L'organe de Corti est ici indemne d'inclusions. C D : Coupes histologiques en HES de vestibules de fœtus : de nombreuses inclusions sont retrouvées au niveau des cellules sombres adjacentes aux cellules sensorielles de des zones ampullaires des canaux semi-circulaires (à gauche) et au niveau de la macule utriculaire (à droite). Les cellules ciliées sensorielles sont épargnées.

L'analyse histologique des rochers de foetus dont la grossesse a été interrompue et des enfants décédés à la suite d'une infection néonatale sévère a permis de mieux définir les cibles préférentielles du virus au sein de l'oreille interne¹⁸. On retrouve une forte concentration virale au niveau des structures endolymphatiques, en particulier la strie vasculaire, la membrane de Reissner et les cellules sombres du labyrinthe (Figure 2). Les cellules neurosensorielles semblent épargnées que ce soit au niveau des cellules ciliées ou au niveau vestibulaire ; cependant, elles peuvent être amenées à dégénérer secondairement quand l'homéostasie endocochléaire n'est plus assurée.

Modèles animaux

Les explications apportées par l'étude des modèles animaux sont souvent limitées par l'existence d'une barrière d'espèce, requérant l'utilisation d'un virus spécifique, et par l'absence de passage transplacentaire systématique en fonction des espèces. En effet, il n'existe pas de passage transplacentaire du MCMV chez la souris, alors que le GPCMV



passé chez le cochon d'inde. Ces animaux présentent une surdité progressive mais l'analyse histologique des rochers objective principalement une atteinte des structures périlymphatiques, la strie vasculaire étant alors épargnée. Cela peut être lié aux conditions d'infection : les injections sont habituellement effectuées en intracérébral à PO^{19,20}.

L'étude histologique des rochers du modèle murin développé dans le laboratoire (souris gestantes injectées en intraplacentaire) objective des atteintes dans le secteur endolymphatique, essentiellement au niveau de la strie vasculaire, du ganglion spiral et des cellules de soutien de l'organe de Corti. Les souris infectées développent une surdité et une atteinte vestibulaires dont les caractéristiques se rapprochent de celles observées chez les enfants infectés. Ce modèle est donc plus proche des atteintes constatées chez l'humain et permet de proposer des hypothèses étiopathogéniques et des protocoles thérapeutiques.

Hypothèse sur les mécanismes de la surdité

L'hypothèse pathogénique qui découle des constatations chez le fœtus et l'animal comporte l'atteinte des structures régulatrices du potassium du secteur endolymphatique de l'oreille interne : la strie vasculaire de la cochlée et les cellules sombres vestibulaires, toutes deux cibles préférentielles du virus. La surdité et les troubles vestibulaires seraient ainsi la conséquence d'un dérèglement du flux de potassium, l'échappement progressif expliquant la survenue parfois tardive ou fluctuante de la surdité. Une altération de ces structures est susceptible d'entraîner un défaut de recyclage du potassium et ainsi une chute du potentiel endolymphatique indispensable à la dépolarisation des cellules sensorielles auditives. Paradoxalement, les cellules ciliées semblent indemnes d'infection virale. (Figure 3)

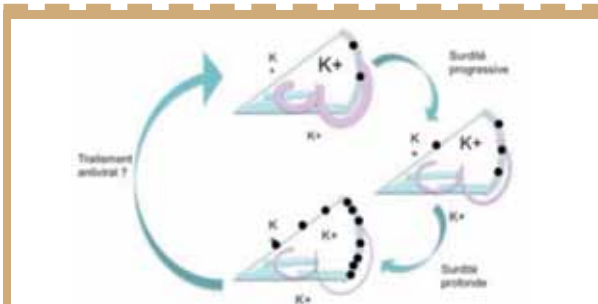


Figure 3 : Schématisation de l'atteinte de l'oreille interne par le CMV et la dérégulation progressive

Participation génétique

Le CMV présente comme particularité de pouvoir entraîner des fractures sur le chromosome 1 en particulier au niveau des loci hébergeant les gènes DNFA7 et DFNA49, deux gènes responsables de surdité neurosensorielle.^{21,22}

Depuis quelques années, il a été mis en évidence une association entre la présence virale et l'existence de mutations de certaines protéines de jonction cellulaire (gap junction).²¹⁻²³

Ces protéines, telles que les connexines, et particulièrement les connexines 26 et 30, jouent un rôle particulier dans le recyclage potassique dans l'oreille interne. L'atteinte de ces connexines est reconnue comme la première cause de surdité congénitale d'origine génétique²⁴. Récemment²⁵, chez un enfant de 15 mois présentant une surdité profonde génétique dans un contexte de mutation homozygote de GJB2 justifiant d'une implantation cochléaire, le virus a été retrouvé dans le liquide périlymphatique 1 mois après primo-infection CMV, alors qu'aucune infection congénitale par ce virus n'avait été mise en évidence : la mutation de la connexine 26 a donc possiblement participé à la perméabilité de la cochlée au virus

4

Bilan audio-vestibulaire

Bilan audiolinguistique

L'enfant présentant une atteinte liée au CMV doit bénéficier d'une surveillance audiométrique régulière. Un test de dépistage, otoémissions ou potentiels évoqués automatisés, doit idéalement être pratiqué à la naissance. Cependant, compte-tenu de la possible dégradation auditive tardive, la normalité d'un examen néonatal ne préjuge pas de l'avenir auditif de l'enfant. Un suivi doit être effectué tous les 6 mois pendant les 4 premières années à la recherche d'une dégradation auditive. La surveillance peut ensuite être annuelle, mais pourra être rapprochée à la moindre dégradation auditive ou doute parental. Celle-ci doit être maintenue idéalement jusqu'à l'âge de 6-7 ans ; si l'audition n'a pas montré de fluctuation à cette date, le risque de surdité devient très faible⁵.

Si une surdité est mise en évidence, l'audition doit être évaluée régulièrement : cette baisse auditive témoigne de la présence virale dans la cochlée. En effet, le virus a été mis en évidence jusqu'à 17 ans après la naissance dans le cadre d'une surdité profonde bilatérale implantée cochléaire consécutive à une infection congénitale par le CMV.^{26,27}

Bilan vestibulaire

Tout comme l'évaluation de l'audition, le bilan vestibulaire doit être systématique. Celui-ci doit idéalement être fait précocement et renouvelé pour suivre une éventuelle dégradation. En effet, l'évolution de l'atteinte vestibulaire étant indépendante de l'atteinte auditive, on ne peut se fier à la normalité de l'audition pour affirmer la normalité de la fonction vestibulaire. Cet examen est d'autant plus justifié qu'il existe chez l'enfant un retard posturomoteur : l'atteinte vestibulaire peut s'accompagner d'une atteinte cérébelleuse et/ou d'une hypotonie centrale consécutives de l'infection virale et l'examen vestibulaire peut évaluer la part de responsabilité de chacune. Ceci permet ensuite de proposer une prise en charge adaptée.

Bilan radiologique

Chez un enfant présentant une surdité profonde bilatérale, le bilan comporte habituellement un scanner et une IRM pour s'assurer l'absence de contre-indications à une éventuelle implantation cochléaire. L'IRM cérébrale est d'autant plus justifiée dans les suites d'une infection congénitale par le CMV, que les enfants peuvent présenter des atteintes centrales telles que des troubles de la mise en place des couches corticales (polymicrogyrie), une microcéphalie, des kystes des cornes temporales ou encore une atteinte de la substance blanche (leucomalacie périventriculaire) (Figure 4).

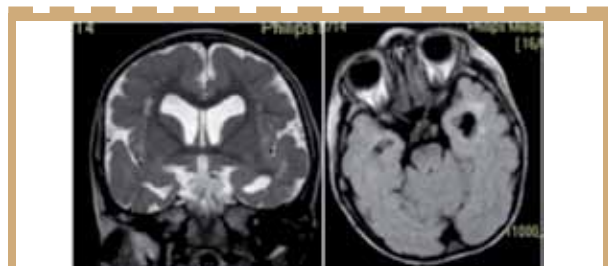


Figure 4 : IRM T1 coupe coronale et T2 coupe frontale mettant en évidence une polymicrogyrie avec un aspect irrégulier des sillons, une dilatation des cornes temporales des ventricules latéraux, prédominant à gauche, donnant l'impression de kystes temporaux. Il existe aussi quelques anomalies diffuses de la substance blanche.

Ces atteintes ne contre-indiquent pas l'implantation cochléaire, mais témoignent de la sévérité de l'infection.

■ Diagnostic néonatal et rétrospectif

Le dépistage systématique du CMV n'étant pas instauré, seuls les enfants symptomatiques sont facilement identifiés à la naissance. Devant l'existence d'une prématurité ou d'un retard de croissance, certains enfants sont testés sur les urines ou dans le sang à la naissance. D'autres seront testés devant l'existence de signes anténataux évocateurs ou la notion d'une séroconversion chez la mère.

Cependant, la grande majorité des enfants asymptomatiques ne sont pas identifiés à la naissance. La sérologie CMV ne peut affirmer la nature congénitale d'une infection par CMV après les 3 premières semaines de vie ; en effet, l'éventuelle contamination post-natale par le lait de mère ou par un sujet contact entraînera une séroconversion mais le retentissement éventuel sur l'audition ou le système nerveux central n'est pas du tout le même.

Au delà de la période néonatale, le diagnostic rétrospectif repose sur la recherche sur carton de Guthrie du CMV par la technique de PCR²⁸. Cette méthode se heurte cependant à la durée de conservation des cartons de Guthrie qui varie en fonction des régions ; sur la région parisienne, les cartons sont conservés 2 ans, alors que sur la région toulousaine, ils sont conservés plus de 7 ans.

L'oreille interne postnatale constituant un milieu clos, l'évolution des poussées virales se fait de manière très probablement indépendante de la charge virale circulante. Il ne semble pas avoir de corrélation entre la dégradation auditive et la charge virale après la naissance.

5

Thérapeutique

■ Traitement post-natal

Actuellement, la prise en charge néonatale de l'infection congénitale n'est pas encore pleinement codifiée : certaines recommandations semblent se dessiner mais les modalités idéales du traitement ne sont pas définies. Plusieurs études cliniques ont montré le bénéfice d'un traitement antiviral par Ganciclovir à la naissance mais concernent de faibles effectifs et concernent des atteintes entraînant un risque vital²⁹ ou visuel^{3, 30}.

D'après Kimberlin³¹, un traitement de 6 semaines de ganciclovir à 12 mg/kg/j pendant 6 semaines chez les enfants symptomatiques permet de diminuer de manière significative le risque de surdité, au moins pendant les 2 premières années: 39% des oreilles ont été améliorées, 48% sont restées stables et 13% se sont dégradées à distance après une amélioration initiale (21% vs 68% de surdité progressive à un an, $p < 0,01$). De plus, ce traitement semble pouvoir apporter un effet positif aussi sur le pronostic neurologique, en particulier sur les éventuelles complications épileptiques. Amir en 2010³² a montré que la prescription de 6 semaines de ganciclovir suivies d'un an de valganciclovir en période néonatale chez des enfants symptomatiques permettait de passer de 54% d'oreilles à audition normale à 87% à un an. A l'analyse des différentes sévérités de surdité, 57% des oreilles ont montré une amélioration, 38% ont été inchangé; seule une oreille s'est aggravée. Yilmaz³³ en 2011 a publié un cas clinique relatant le bénéfice sur l'audition d'un traitement antiviral per os chez un nourrisson asymptomatique ayant une surdité précoce.

Récemment, certaines études ont confirmé le bénéfice, en particulier sur l'audition et sur l'importance des séquelles neurologiques,

d'un traitement prolongé par valganciclovir. Cependant, cette molécule n'a pas encore d'autorisation de mise sur le marché pour cette indication et le recul des différentes études reste faible. La seule étude post-natale regroupe 12 enfants d'âge médian 3 mois ayant reçu du valganciclovir administré parfois à la suite d'un traitement intraveineux par du ganciclovir, pour une durée totale médiane de 6 mois: 85% des potentiels évoqués auditifs initiaux étaient anormaux alors que seulement 50% l'étaient à 1 an. Une amélioration a donc été constatée chez 7/18 oreilles. Aucune dégradation n'a été constatée sur les oreilles initialement à seuil normal.

La littérature soutient donc de plus en plus le principe du bénéfice du traitement antiviral sur la préservation de l'audition voire sur l'amélioration de celle-ci chez les nourrissons ayant une infection congénitale par le CMV. Cet effet positif sur la préservation de l'audition vient conforter l'hypothèse étiopathogénique évoquée précédemment; la baisse de la charge virale au niveau endolymphatique pourrait permettre une réparation des structures de régulation potassique et ainsi une régénération du potentiel endolymphatique. Cependant, les modalités thérapeutiques ne sont pas clairement définies : la durée optimale et le mode d'administration du traitement associant une efficacité maximale sur les séquelles et un minimum d'effets secondaires (effet mutagène et toxicité hématologique) ne sont pas encore établis^{34, 35} : pour l'instant, le traitement antiviral est indiqué chez les patients symptomatiques à la naissance. La forme orale du ganciclovir, le valganciclovir semble avoir la même efficacité que la forme injectable. Les études récentes sont en faveur de traitements prolongés (de 6 mois)³⁶.

Ces résultats prometteurs ouvrent la porte à une réflexion concernant la proposition d'un traitement secondaire lors de la dégradation auditive. Cependant, il ne faut pas sous-estimer les effets secondaires de ce traitement : outre l'atteinte hématologique, il pourrait être responsable de perturbations endocriniennes à l'adolescence, de troubles du développement sexuel et de cancer. Les résultats d'une étude prospective récemment terminée visant à surveiller ces effets secondaires ne sont pas encore connus.

■ Prise en charge audio-vestibulaire

En cas de surdité neurosensorielle, un appareillage auditif sera proposé, aidé, si besoin, d'un soutien orthophonique. C'est les tout-petits, la réaction au bruit, à la voix, le babillage, l'apparition des premiers mots ainsi que le besoin ressenti de l'enfant de son appareillage auditif servent de repères du bénéfice prothétique, de même que chez les plus grands, le critère principal est le bon développement du langage.

Cependant, le profil évolutif de la surdité ne dictera pas la même prise en charge selon qu'il s'agit d'une surdité prélinguale ou une surdité progressive post-linguale. En effet, la surdité progressive peut avoir laissé le temps à l'installation du langage : les circuits auditifs ont donc été stimulés dès la naissance. Les seuils prothétiques, s'ils sont bons, peuvent chez certains permettre le maintien dans une scolarité normale éventuellement accompagnée d'un soutien orthophonique. A l'inverse, la surdité profonde précoce, prélinguale, va inciter à une prise en charge plus rapide, avec un appareillage précoce, remplacé si nécessaire par une implantation cochléaire en l'absence de bénéfice prothétique : l'absence de stimulation des circuits auditifs jusqu'à l'âge de 5 ans induit une perte de la plasticité cérébrale irréversible et une réorganisation du cortex auditif par les informations visuelles.

Selon l'importance de l'atteinte auditive, le bénéfice prothétique, l'absence de développement du langage, l'implant cochléaire peut



être proposé à l'enfant. Le bilan pré-implantation prend en compte les atteintes associées en particulier les atteintes centrales (atteintes motrices, retard psychomoteur, épilepsie, troubles du comportement...).

Selon notre expérience et les résultats de la littérature³⁷⁻³⁹, les enfants implantés dans un contexte de surdité profonde consécutive à une infection congénitale par le CMV présentent à terme, chez les patients les moins lourdement handicapés, des résultats comparables à ceux obtenus pour les surdités génétiques mais il existe malgré tout un retard à l'acquisition du langage. La prise en charge doit bien sûr être complétée par un accompagnement multidisciplinaire des autres éventuelles séquelles, en particulier, les atteintes centrales, ophtalmologiques et vestibulaires.

6

Conclusion

La surdité consécutive à une infection congénitale à CMV semble donc liée non pas à une atteinte neurosensorielle directe mais plutôt à une atteinte des structures régulatrices de l'homéostasie de l'oreille interne. Le traitement antiviral en période néonatale limiterait la dégradation auditive mais les modalités ne sont pas encore clairement définies. Un dépistage viral systématique à la naissance permettrait de cibler les enfants susceptibles de présenter une dégradation auditive et de leur proposer une surveillance rapprochée ainsi qu'une prise en charge adaptée.

7

Références

1. Pass, R.F., Congenital cytomegalovirus infection and hearing loss. *Herpes : the journal of the IHMF*, 2005. 12(2): p. 50-5.
2. Ogawa, H., et al., Etiology of severe sensorineural hearing loss in children: independent impact of congenital cytomegalovirus infection and GJB2 mutations. *J Infect Dis*, 2007. 195(6): p. 782-8.
3. Aujard, Y., [Congenital cytomegalovirus infection. The role of ganciclovir in newborns]. *Arch Pediatr*, 2014. 21(2): p. 121-4.
4. Goderis, J., et al., Hearing loss and congenital CMV infection: a systematic review. *Pediatrics*, 2014. 134(5): p. 972-82.
5. Fowler, K.B., et al., Progressive and fluctuating sensorineural hearing loss in children with asymptomatic congenital cytomegalovirus infection. *The Journal of pediatrics*, 1997. 130(4): p. 624-30.
6. Foulon, I., et al., A 10-year prospective study of sensorineural hearing loss in children with congenital cytomegalovirus infection. *The Journal of pediatrics*, 2008. 153(1): p. 84-8.
7. Fowler, K.B. and S.B. Boppana, Congenital cytomegalovirus (CMV) infection and hearing deficit. *Journal of clinical virology : the official publication of the Pan American Society for Clinical Virology*, 2006. 35(2): p. 226-31.
8. Fowler, K.B., et al., Newborn hearing screening: will children with hearing loss caused by congenital cytomegalovirus infection be missed? *J Pediatr*, 1999. 135(1): p. 60-4.
9. Boppana, S.B., et al., Congenital cytomegalovirus infection: association between virus burden in infancy and hearing loss. *The Journal of pediatrics*, 2005. 146(6): p. 817-23.
10. Bachor, E., et al., The pathology of the temporal bones of a child with acquired cytomegalovirus infection: studies by light microscopy, immunohistochemistry and polymerase-chain reaction. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, 2000. 55(3): p. 215-24.
11. Zagolski, O., Vestibular-evoked myogenic potentials and caloric stimulation in infants with congenital cytomegalovirus infection. *The Journal of laryngology and otology*, 2008. 122(6): p. 574-9.
12. Disorders in Children With Congenital Cytomegalovirus Infection. Bernard S, Wiener-Vacher S, Van Den Abbeele T, Teissier N. *Pediatrics*. 2015 Oct;136(4):e887-95.
13. Lanari, M., et al., Neonatal cytomegalovirus blood load and risk of sequelae in symptomatic and asymptomatic congenitally infected newborns. *Pediatrics*, 2006. 117(1): p. e76-83.
14. Walter, S., et al., Congenital cytomegalovirus: association between dried blood spot viral load and hearing loss. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 2008. 93(4): p. F280-5.
15. Misono, S., et al., Congenital cytomegalovirus infection in pediatric hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 2011. 137(1): p. 47-53.
16. Boppana, S.B. and W.J. Britt, Antiviral antibody responses and intrauterine transmission after primary maternal cytomegalovirus infection. *J Infect Dis*, 1995. 171(5): p. 1115-21.
17. Boppana, S.B., R.F. Pass, and W.J. Britt, Virus-specific antibody responses in mothers and their newborn infants with asymptomatic congenital cytomegalovirus infections. *J Infect Dis*, 1993. 167(1): p. 72-7.
18. Teissier, N., et al., Inner ear lesions in congenital cytomegalovirus infection of human fetuses. *Acta neuropathologica*, 2011. 122(6): p. 763-74.
19. Katano, H., et al., Pathogenesis of cytomegalovirus-associated labyrinthitis in a guinea pig model. *Microbes and infection / Institut Pasteur*, 2007. 9(2): p. 183-91.
20. Juanjuan, C., et al., Murine model for congenital CMV infection and hearing impairment. *Virology journal*, 2011. 8: p. 70.
21. Nystad, M., et al., Human cytomegalovirus (HCMV) and hearing impairment: infection of fibroblast cells with HCMV induces chromosome breaks at 1q23.3, between loci DFNA7 and DFNA49 -- both involved in dominantly inherited, sensorineural, hearing impairment. *Mutation research*, 2008. 637(1-2): p. 56-65.
22. Fortunato, E.A., M.L. Dell'Aquila, and D.H. Spector, Specific chromosome 1 breaks induced by human cytomegalovirus. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2000. 97(2): p. 853-8.
23. Ross, S.A., et al., GJB2 and GJB6 mutations in children with congenital cytomegalovirus infection. *Pediatr Res*, 2007. 61(6): p. 687-91.
24. Denoyelle, F., et al., Connexin 26 gene linked to a dominant deafness. *Nature*, 1998. 393(6683): p. 319-20.
25. Di Nardo, W., et al., Cytomegalovirus DNA retrieval in the inner ear fluids of a congenitally deaf child one month after primary infection: a case report. *Laryngoscope*, 2011. 121(4): p. 828-30.
26. Bauer, P.W., et al., Cytomegalovirus in the perilymphatic fluid. *The Laryngoscope*, 2005. 115(2): p. 223-5.
27. Sugiura, S., et al., Detection of human cytomegalovirus DNA in perilymph of patients with sensorineural hearing loss using real-time PCR. *Journal of medical virology*, 2003. 69(1): p. 72-5.
28. Vauloup-Fellous, C., et al., Evaluation of cytomegalovirus (CMV) DNA quantification in dried blood spots: retrospective study of CMV congenital infection. *Journal of clinical microbiology*, 2007. 45(11): p. 3804-6.
29. Fischer, C., et al., Severe postnatally acquired cytomegalovirus infection presenting with colitis, pneumonitis and sepsis-like syndrome in an extremely low birthweight infant. *Neonatology*, 2010. 97(4): p. 339-45.
30. Shoji, K., et al., Is a 6-week course of ganciclovir therapy effective for chorioretinitis in infants with congenital cytomegalovirus infection? *J Pediatr*, 2010. 157(2): p. 331-3.
31. Kimberlin, D.W., et al., Effect of ganciclovir therapy on hearing in symptomatic congenital cytomegalovirus disease involving the central nervous system: a randomized, controlled trial. *The Journal of pediatrics*, 2003. 143(1): p. 16-25.
32. Amir, J., D.G. Wolf, and I. Levy, Treatment of symptomatic congenital cytomegalovirus infection with intravenous ganciclovir followed by long-term oral valganciclovir. *Eur J Pediatr*, 2010. 169(9): p. 1061-7.
33. Yilmaz Ciftdogan, D. and F. Vardar, Effect on hearing of oral valganciclovir for asymptomatic congenital cytomegalovirus infection. *J Trop Pediatr*, 2011. 57(2): p. 132-4.
34. Meine Jansen, C.F., et al., Treatment of symptomatic congenital cytomegalovirus infection with valganciclovir. *Journal of perinatal medicine*, 2005. 33(4): p. 364-6.
35. Lombardi, G., F. Garofoli, and M. Stronati, Congenital cytomegalovirus infection: treatment, sequelae and follow-up. *The journal of maternal-fetal & neonatal medicine : the official journal of the European Association of Perinatal Medicine, the Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians*, 2010. 23 Suppl 3: p. 45-8.
36. Kimberlin, D.W., et al., Valganciclovir for symptomatic congenital cytomegalovirus disease. *N Engl J Med*, 2015. 372(10): p. 933-43.
37. Lee, D.J., et al., Effects of cytomegalovirus (CMV) related deafness on pediatric cochlear implant outcomes. *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2005. 133(6): p. 900-5.
38. Iwasaki, S., et al., Cochlear implant in children with asymptomatic congenital cytomegalovirus infection. *Audiology & neuro-otology*, 2009. 14(3): p. 146-52.
39. Yoshida, H., et al., Cochlear implantation in children with congenital cytomegalovirus infection. *Otol Neurotol*, 2009. 30(6): p. 725-30.



Dossier

Analyse acoustique et perceptive des voyelles orales du français produites

Clara LEGENDRE^{1,2}
Jacqueline
VAISSIÈRE²

1. Hôpital Necker-
Enfants Malades,
Paris

2. Laboratoire de
Phonétique et de
Phonologie,
UMR 7018, Paris 3,
Sorbonne-Nouvelle

1

Introduction

Cet article traite d'une étude comparée de la production et de l'intelligibilité des voyelles orales du français produites par des enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire unilatéral (groupe IC) et par des enfants normo-entendants (groupe NE) appariés selon l'âge chronologique. Nous nous plaçons dans le cadre de la phonétique clinique, qui réfère à « un ensemble d'activités menées par une communauté de chercheurs privilégiant une approche expérimentale de l'étude des productions pathologiques de la voix, de la parole, et aussi, mais secondairement, du langage » (Vaisnière, 2006).

Etudes antérieures

Selon Kuhl, 1985, l'enfant normo-entendant discrimine les voyelles de sa langue dès l'âge de 5-6 mois et les consonnes aux alentours de 9-10 mois. La première réorganisation perceptive concerne la perte des contrastes non pertinents à la langue maternelle ; on assiste à une catégorisation de la perception autour des 9 à 10 mois de l'enfant normo-entendant. La deuxième organisation perceptive concerne la sélection des éléments pertinents à l'acquisition de la langue maternelle. L'enfant perçoit alors les sons sur base de critères phonologiques (Kuhl, 1985, Bertocini et al., 1995) et tenterait d'extraire les régularités des différents patterns qu'il reçoit en input.

Chez l'enfant sourd porteur d'un implant cochléaire, une revue de la littérature met en avant des différences acoustiques inter-locuteurs importantes. Différents facteurs sont alors à prendre en compte, comme l'âge à l'implantation, les moyens de communication, l'étiologie, les troubles associés identifiés et le type de prise en charge orthophonique. Selon la littérature, l'implantation précoce permet à l'enfant de suivre les phases d'acquisition de la parole similaires à celles d'un enfant normo-entendant (Tyler et al., 1997, Manrique et al., 2004).

Les études longitudinales de Bouchard et al., 2004, indiquent que le degré de surdité ainsi que l'âge d'implantation influencent l'acquisition des voyelles. Les enfants français sourds implantés entre 25 et 78 mois (surdité profonde de type 1 et 2) présentent des patterns d'acquisition plus proches de ceux des enfants normo-entendants de même âge chronologique et des productions plus diversifiées. Les fréquences des deux premiers formants révèlent un accroissement de l'espace vocalique avec l'utilisation de l'implant. L'étude longitudinale de Liker et al., 2007, auprès de 18 enfants sourds implantés croates âgés en moyenne de 7 ans 5 mois et de 18 enfants normo-entendants, montre que les fréquences de F1 ne diffèrent ni entre les deux groupes ni longitudinalement, contrairement aux fréquences de F2, qui, elles, sont plus élevées pour le groupe d'enfants sourds

implantés, exceptées pour la voyelle /a/. L'élévation du F2 pour le groupe des enfants sourds implantés a donc pour conséquence le décalage vers la gauche du triangle sur le plan F1- F2.

L'étude française de Scarbel, 2011, inclut 5 enfants sourds implantés cochléaires et 8 enfants normo-entendants. L'auteur montre qu'il n'existe pas de différence significative entre les fréquences formantiques (F1, F2, F3 et F4) des deux groupes d'enfants. Elle précise que l'analyse quantitative met en avant une dispersion plus importante du F2 dans le groupe d'enfants implantés. Ainsi dans cette étude, les enfants du groupe IC présentent des valeurs formantiques moyennes de F2 plus basses, mais des écarts-types plus importants que pour les enfants normo-entendants.

Uchtanski et al., 1999, dans une étude anglo-saxonne préliminaire incluant 15 enfants sourds congénitaux porteurs d'un implant cochléaire et 11 enfants normo-entendants, n'observent aucune différence entre les 2 groupes en ce qui concerne la taille de l'espace vocalique. De plus, les auteurs montrent qu'il existe une corrélation positive entre les seuils perceptifs obtenus avec l'implant et la taille de l'espace vocalique. Baudonck et al., en 2010, ont enregistré les productions de 40 enfants sourds implantés, 42 normo-entendants et 34 sourds appareillés flamands. Les 3 groupes étaient appariés en âge chronologique (entre 4 ans 1 mois et 15 ans 5 mois). Il s'agissait d'une tâche de dénomination d'objets ou d'action à partir d'une image (mots mono ou dissyllabiques en position accentuée). L'analyse acoustique a porté sur l'étude des valeurs de fréquences formantiques prises sur la partie stable des 3 voyelles focales /a, i, u/. Les résultats obtenus vont alors dans le même sens que l'étude de Horga et Liker, 2006 : aucune différence n'est relevée concernant le F1 et une dispersion des valeurs formantiques du F2 est notée pour le groupe d'enfants sourds implantés. Pour le groupe d'enfants sourds appareillés, les valeurs formantiques du F2 sont significativement plus basses que celles des enfants normo-entendants. Globalement, si peu de différences sont observées entre les groupes d'enfants normo-entendants et sourds implantés, les auteurs relèvent plus de différences interindividuelles chez les enfants sourds implantés (Thierry, 2011). Ainsi, les espaces vocaliques de ces enfants sont plus grands que celui du groupe d'enfants normo-entendants. De plus, si des différences significatives sont relevées entre les différences de distance de /a/ et /i/ pour les groupes d'enfants sourds implantés et normo-entendants, les auteurs ne relèvent pas de différence significative entre les différences de distance des voyelles /a/ et /u/ des enfants sourds appareillés et sourds implantés.

En conclusion, les résultats disparates des analyses acoustiques des voyelles d'enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire laissent à penser que les méthodologies d'une part, et les facteurs d'inclusion d'autre part, diffèrent fortement. De plus, le nombre de voyelles étudiées, ainsi que

par des enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire unilatéral et par des enfants normo-entendants



Date de naissance	Age chronologique	Age IC	Recul IC	Etiologie	Mode de communication	Age du diagnostic	Congénitale / Acquise
02/04/03	86	33	53	Cnx	Oral + gestes	18	Congénitale
08/11/02	91	34	57	?	Oral	12	Congénitale
12/10/02	92	53	38	?	Oral	30	Congénitale
14/08/02	94	18	75	Cnx	Oral	11	Congénitale
02/06/02	96	33	63	Négatif	Oral	12	Congénitale
08/05/02	97	27	69	?	Oral		Congénitale
17/01/02	101	40	61	Cnx	Oral	19	Congénitale
17/04/00	122	36	85	Cnx	Oral	24	Congénitale
07/01/00	125	34	91	Usher	Oral	22	Congénitale
07/08/99	130	34	96	Otoferline	Oral	24	Congénitale
10/05/99	133	47	86	Usher	Oral	29	Congénitale
10/02/99	136	39	97	Pds	Oral	14	Congénitale
24/01/99	137	26	110	Négatif	Oral		Congénitale
03/12/98	138	29	109	?	Oral	12	Congénitale
22/06/98	144	43	101	?	Oral		Congénitale
13/05/98	145	70	75	Waardenburg	Oral	7	Congénitale
09/08/97	154	63	90	?	Oral	31	Congénitale évolutive
09/03/96	171	31	132	Cnx	Oral	12	Congénitale

Tableau 1 : Récapitulatif concernant les enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire (Groupe IC) inclus dans notre étude. L'âge chronologique, l'âge à l'implantation le recul à l'IC et l'âge du diagnostic sont exprimés en mois; pour l'étiologie : « Cnx » = Connexine 26/32 ; « ? » = bilan génétique non fait, « Pds » = syndrome de Pendred, « négatif » = bilan génétique mené mais cause inconnue, « Usher » = syndrome de Usher, « Waardenburg » = syndrome de Waardenburg

la langue, influencent également les résultats relevés dans notre revue de la littérature.

2 Méthode

Population

Les locuteurs sont 33 enfants : 18 enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire unilatéral âgés de 10 ans 2 mois (ET : 25) (Age moyen à l'IC : 3 ans et 2 mois, ET : 13, Recul moyen à l'IC : 6 ans 9 mois, ET : 23) et 15 enfants normo-entendants (Age moyen : 10 ans 2 mois, ET : 28) appariés en âge chronologique ($t(31)=0,33, p=0,33$).

Tâches expérimentales

La tâche utilisée est une tâche de répétition des 13 voyelles du français standard /a, i, u, y, e, ε, o, ɔ, ø, œ, œ̃, ε̃, ɔ̃/ présentées en modalité audiovisuelle et insérées dans une phrase cadre du type :

« je dis V comme dans bVbV » proposée par une locutrice native du français. La consigne proposée à l'enfant était : « tu répètes comme moi ».

Tests perceptifs proposés au jury d'écoute

Le recours à un jury d'auditeurs naïfs nous permet de restituer au mieux les conditions quotidiennes de communication des enfants sourds congénitaux porteurs d'un implant cochléaire (Fex, 1992). Des études dans le domaine montrent l'intérêt de ce type de jury (Flipsen et al., 2006, 2008, 2012). Les 13 voyelles produites par les enfants à l'isolée ont été proposées à un jury d'écoute composé de 10 auditeurs naïfs (moyenne d'âge : 37 ans). Le premier test consistait en un test d'identification et le second en un test de discrimination des confusions majeures proposées en fonction de chaque groupe d'enfants.

3 Procédure

Conditions d'enregistrement

Toutes les productions des enfants ont été enregistrées à l'aide du même matériel d'enregistrement. La chaîne d'enregistrement était constituée :

- d'un microphone casque AKG® type C520L placé à égale distance de la bouche de l'enfant.

- d'un ordinateur portable Sony VAIO.
- d'une carte-son EDIROL.
- d'un logiciel SoundForge© 10.2.
- d'un sonomètre utilisé pour calibrer les productions de l'adulte (toujours placée en face de l'enfant, moyenne à 60 dB SPL).

Conditions de passation

Enregistrements audio

Les enregistrements ont été recueillis en cabine audiométrique à l'hôpital Trousseau, à Paris pour les enfants sourds implantés et dans une pièce calme avec moquette au sol pour les enfants normo-entendants, au sein de l'établissement scolaire Notre-Dame, à Rouen. Si un incident (bruit parasite, concentration de l'enfant) entravait la production de la répétition, nous demandions dans ce seul cas une seconde répétition.

Passation des tests perceptifs

Pour les tests proposés aux 10 auditeurs membres du jury d'écoute, nous avons proposé 4 tests (Logiciel Praat, Boersma, 1996) sur deux jours différents : 2 tests pour le groupe IC (identification et discrimination des confusions majeures) 2 tests pour le groupe NE (identification et discrimination des confusions majeures). Des pauses toutes les 15 minutes étaient insérées durant chaque test. Les tests étaient proposés sur un ordinateur Apple MacBook Pro®, dans une pièce calme à l'aide d'un casque. Le volume était réglé à la même intensité pour tous les auditeurs. Ceux-ci pouvaient réécouter le stimuli entendu autant de fois que souhaité.

4

Résultats acoustiques

Fréquences de Fo et des formants pour chaque groupe d'enfants

La figure 1 illustre les valeurs de F0 moyenne selon les deux groupes d'enfants et selon le sexe.

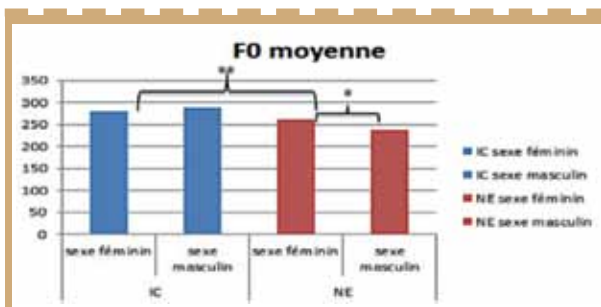


Figure 1 : Histogramme représentant la Fréquence fondamentale (notée F0) moyenne selon les 2 Groupes d'enfants et en fonction du sexe (en abscisse le groupe et le sexe, en ordonnée la valeur de F0 exprimée en Hertz) (n=33)

L'analyse statistique menée à l'aide de tests-t indépendants révèle qu'il existe une différence significative entre les deux groupes d'enfants allant dans le sens groupe IC > groupe NE ($t = 12,554$, $ddl = 18$, $p < 0,001$). Il existe une différence significative intra-groupe liée au sexe dans le groupe NE allant dans le sens F0 sexe féminin > F0 sexe masculin ($t = 7,857$, $ddl = 8$, $p < 0,001$).

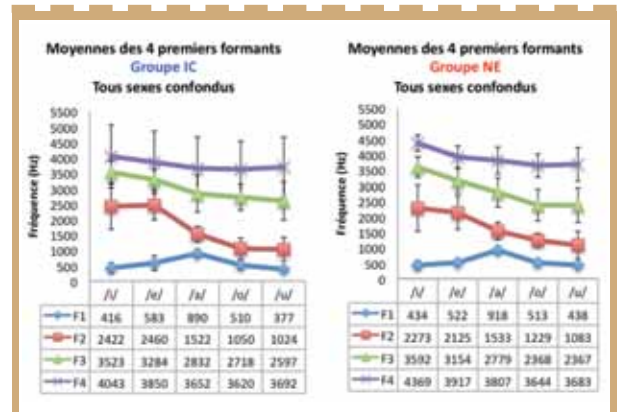


Figure 2 Moyennes des quatre premiers formants des voyelles orales /i, e, a, o, u/ pour les enfants sourds implantés (à gauche) et les enfants normo-entendants (à droite)

Nous présentons dans cette étude, les résultats acoustiques pour les cinq voyelles du français.

Les résultats indiquent qu'il n'existe pas de différence significative entre les valeurs formantiques des voyelles des deux groupes (test-t indépendant F1 : $t = -0,066$, $ddl = 18$, $p = 0,948$, F2 : $t = 0,159$, $ddl = 18$, $p = 0,876$, F3 : $t = 1,179$, $ddl = 18$, $p = 0,254$, F4 : $t = -1,555$, $ddl = 18$, $p = 0,137$) (figure 2). Une moins grande stabilité formantique concerne le F2 du groupe d'enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire est relevée (écart-type moyen groupe IC : 403 Hz, écart-type moyen groupe ; NE : 383 Hz), ce qui est conforme à la littérature.

Triangles vocaliques (plan F1F2) et calcul de l'aire vocalique

Nous avons transformé les valeurs d'aires ainsi obtenues en Bark selon la formule de Traunmüller, 1990, pour respecter les variations logarithmiques de la perception de l'oreille humaine : $donnees_bark = (26.81 / (1 + (1960 / donnees_Hz))) - 0.53$

Groupe	Aire vocalique (Hertz)	Aire exprimée en Bark
IC	348.876 Hz	11,00 Bark
NE	286.512 Hz	8,91 Bark

Tableau 2 : Aire vocalique exprimée en Hertz et en Bark pour chaque groupe d'enfants

Le tableau 2 montre que les aires vocaliques diffèrent entre les deux groupes. L'aire vocalique du groupe IC est supérieure à celle du groupe NE. La représentation de la figure 3 illustre les triangles vocaliques moyens pour chacun des deux groupes et les écarts-types.

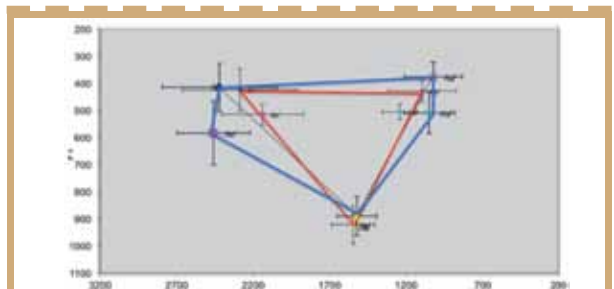


Figure 3 Triangles vocaliques moyens des deux groupes d'enfants. En bleu : triangle vocalique moyen pour les enfants sourds implantés (groupe IC), en rouge pour les enfants normo-entendants (groupe NE)



Une corrélation positive entre l'aire vocalique (exprimée en Bark) et l'âge chronologique est observée pour les enfants normo-entendants ($r=0,641$, $p=0,01$), mais n'est pas retrouvée pour le groupe d'enfants sourds porteurs d'un implant.

Durées des voyelles

Durées vocaliques	tests-t indépendants IC vs NE
Durée moyenne des voyelles orales	$t = -0,466$, ddl = 315, $p = 0,642$ (NS)
Durée moyenne des voyelles nasales	$t = -0,304$, ddl = 93, $p = 0,761$ (NS)

Tableau 3 Résultats des tests-t-indépendants des durées vocaliques entre les deux groupes d'enfants pour les voyelles orales ainsi que pour les voyelles nasales. (NS) = différence non-significative

La durée des voyelles ne présente aucune différence significative entre les deux groupes, que ce soit pour les voyelles orales (test-t indépendant $t=-0,466$, ddl=315, $p=0,642$) ou pour les voyelles nasales (test-t indépendant $t=-0,304$, ddl=93, $p=0,761$).

5

Résultats perceptifs

	/i/	/e/	/a/	/ɛ/	/ø/	/ɔ/	/u/	/œ/	/ɔ̃/	/ɑ̃/	/ɔ̃/	/y/	/ø/	/ɛ/	/ɔ̃/
/i/	85,56	3,89	1,11									8,33	0,56		
/e/	11,67	60,00	18,89									1,67	3,89	2,22	0,56
/a/		33,89	37,22	1,11								13,33	11,67	0,56	2,22
/ɛ/		0,56		75,00	2,22	0,56	0,56					2,22	2,78	7,22	8,89
/ø/				17,06	21,18	14,12	9,44	0,59	1,18	3,53	38,24	2,94	1,18		
/ɔ/					5,00	72,22	9,44	0,56	2,78	1,11	1,11	0,56			
/u/		1,11	0,56		1,11	2,78	80,00					1,11	3,89		
/œ/		5,00	0,56		0,56	4,44	1,11	80,56				3,89	1,11		
/ɔ̃/		1,11	1,67	1,11	1,11	9,44	7,22	6,67	50,56	5,56	9,44				
/ɑ̃/		1,33	1,33	2,67	2,00	4,00			55,33	22,00	5,33	0,67	5,33		
/ɔ̃/					2,35	8,24	14,12		0,59	2,94	65,88	0,59	5,29		
/y/		1,11	11,11	0,56	1,11				8,33	1,11	11,67	58,33	6,67		
/ø/		2,22	2,22	1,11		3,89	8,89	9,44	5,00	12,78	2,22	6,67	1,11	44,44	

Tableau 4 : Matrice de confusions vocaliques exprimées en pourcentages de réponses pour le groupe IC modalité audiovisuelle

	/i/	/e/	/a/	/ɛ/	/ø/	/ɔ/	/u/	/œ/	/ɔ̃/	/ɑ̃/	/ɔ̃/	/y/	/ø/	/ɛ/	/ɔ̃/
/i/	90,67	6,00							1,33	1,33		0,67			
/e/	2,00	62,00	22,67		0,67				2,00	6,67	2,00				2,00
/a/		36,67	53,33						4,67	5,33					
/ɛ/			4,67	82,00					6,67	4,67	1,33	0,67			
/ø/		0,67		21,33	27,33	20,00			5,33	22,00	2,00	1,33			
/ɔ/		0,67	0,67		12,00	79,33	1,33		1,33	2,00	1,33	0,67			1,33
/u/		6,67	0,67	0,67	0,67	29,33	60,00		0,67	2,67					5,33
/œ/		6,67	6,67	3,33				78,00	4,67						0,67
/ɔ̃/		7,33	2,67						42,67	38,00	0,67				0,67
/ɑ̃/		0,67	6,00	11,33		10,67	3,33	3,33	0,67	0,67	68,00	8,67	4,00		
/ɔ̃/						7,33	2,00	1,33	3,33	4,00	9,33	71,33	1,33		
/y/		0,67	4,00		0,67	4,00	1,33	4,67	5,33	2,00	4,00	6,67	66,67		

Tableau 5 : Matrice de confusions exprimées en pourcentages de réponses pour le groupe NE modalité audiovisuelle

Les résultats indiquent que les voyelles des enfants normo-entendants sont mieux identifiées que celles des enfants sourds implantés (coefficient de Kappa modéré : 0,57), bien que peu de variations acoustiques existent entre les valeurs formantiques des deux groupes. Ces résultats sont conformes à la littérature. Les pourcentages de réponses correctes issus des tests d'identification sont bons pour les voyelles /i/, /u/, /a/, et /o/ (> 50% de réponses correctes). Nous retrouvons d'ailleurs le même ordre d'identification des voyelles que pour le groupe NE. Les voyelles centrales et les 3 nasales sont les voyelles les moins bien identifiées pour le groupe IC.

6

Discussion

Le formant F2 semble être la source de dispersion la plus importante chez les enfants sourds implantés pour les voyelles /a, i, u, y, o/. Scarbel, 2011, trouve également le même résultat auprès d'un groupe d'enfants français plus réduit. Nos résultats soulignent un des apports de l'implantation cochléaire. La mise en place de la boucle audio-phonatoire et une prise en charge orthophonique hebdomadaire permettent la production des voyelles orales du français (Bouchar et al., 2004 ; Loundon et Garabédian, 2007 ; Ouellet et Cohen, 1999). Il serait intéressant de se pencher sur la stratégie de codage utilisée pour contrôler précisément ce paramètre et objectiver nos résultats.

Notre étude montre que la durée intrinsèque des voyelles pour le groupe IC est similaire à celle des enfants du groupe NE. Il s'agit là d'un argument allant dans le sens des bénéfices de l'implantation cochléaire. En nous inspirant de la littérature concernant le contrôle phonatoire, nous pouvons alors penser que le fait de produire des durées vocaliques similaires montre que les enfants sourds porteurs d'un implant peuvent atteindre une cible articulaire en un temps impari similaire à des enfants normo-entendants, ce qui n'est pas le cas dans des pathologies reflétant un trouble central, tel que la dysarthrie, par exemple (Audibert et Fougerson, 2012 notamment). La réhabilitation d'un trouble auditif périphérique à l'aide de l'implant cochléaire, alliée à une prise en charge adaptée, permet l'adéquation d'une production à un modèle donné. Il serait alors pertinent de s'intéresser aux enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire présentant des troubles associés pour ainsi tenter de montrer ou non, les différences en terme de durée intrinsèque des productions vocaliques (Busquet et Descourtieux, chapitre 22, Troubles du Développement linguistique, in Loundon, Busquet et al., 2009 ; Deny et Charlier, in Hage, Charlier et Leybaert, 2006).

7

Conclusion et perspectives

Nos données soulignent l'apport de l'utilisation de l'implant cochléaire auprès d'une population pédiatrique. Ils font également ressortir l'impact du facteur prédictif d'âge à l'implantation ainsi que l'importance de l'âge chronologique sur la taille de l'aire vocalique pour le groupe NE. Les résultats de notre étude montrent que les valeurs du F2 sont les plus sujettes à variations chez les enfants implantés. Notre étude a porté sur l'analyse acoustique et perceptive des voyelles orales du français. D'autres mesures que les fréquences des formants caractérisent les voyelles nasales, comme la largeur de bande des formants, notamment. Notre étude devra être complétée par une analyse comparative, c'est-à-dire acoustique et perceptive, concernant les voyelles nasales du français, auprès d'enfants sourds porteurs d'implant(s) cochléaire(s) et d'enfants normo-entendants.

Aujourd'hui et selon les recommandations précises de la HAS, l'implant cochléaire pédiatrique peut être proposé plus précocement, d'une part et de façon bilatérale dans certains cas, d'autre part. Il semblerait alors pertinent de s'intéresser à l'apport de la binauralité sur l'intelligibilité de la parole. Nos données sont donc à considérer comme un repère permettant de mettre en avant les apports de l'implantation précoce chez l'enfant sourd congénital porteur d'un implant cochléaire, en comparaison à une population d'enfants normo-entendants de même âge chronologique et sont à affiner en fonction de l'évolution des pratiques cliniques.

Audibert, N., & Fougeron, C. (2012). Distorsions de l'espace vocalique : quelles mesures? Application à la dysarthrie. In Actes de la Conférence Conjointe JEP- TALN-RECITAL, Montpellier, France, 1, 217-224.

Baudonck, N., Van Lierde, K., Dhooge, I., & Corthals, P. (2010). A comparison of vowel productions in prelingually deaf children using cochlear implants, severe hearing-impaired children using conventional hearing aids and normal-hearing children. *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, 63(3), 154-160.

Bertoncini, J., Floccia, C., Nazzi, T., & Mehler, J. (1995). Morae and syllables: Rhythmical basis of speech representations in neonates. *Language and Speech*, 38(4), 311-329.

Boersma, P., & Weenink, D. (1996). PRAAT: A system for doing phonetics by computer. Report of the Institute of Phonetic Sciences of the University of Amsterdam 132.

Bouchard, ME., Le Normand, M.-T., Menard, L., Goud, M., & Cohen, H. (2004). Vowel acquisition by prelingually deaf children with cochlear implant. *Journal of Acoustical Society of America*, 115(5), 2426-2426.

Deny, M., & Charlier, B. (2006). L'évaluation des compétences linguistiques des enfants atteints de surdité profonde. In C. Hage, B. Charlier, & J. Leybaert (Eds.), *Compétences cognitives, linguistiques et sociales de l'enfant sourd. Pistes d'évaluation* (pp. 98-126). Bruxelles : Editions MARDAGA.

Fex, S. (1992). Perceptual evaluation. *Journal of voice*, 6(2), 155-158.

Flipsen, P., Jr. (2008). Intelligibility of spontaneous conversational speech produced by children with cochlear implants: A review. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 72(5), 559-564.

Flipsen, P., Jr. & Colvard, L. G. (2006). Intelligibility of conversational speech produced by children with cochlear implants. *Journal of Communication Disorders*, 39(2), 93-108.

Flipsen, P., Jr. & Lee, S. (2012). Reference data for the American English acoustic vowel space. *Clinical linguistics & phonetics*, 26(11-12), 926-933.

Horga, D., & Liker, M. (2006). Voice and pronunciation of cochlear implant speakers. *Clinical linguistics & phonetics*, 20(2-3), 211-217.

Kuhl, P. K. (1985). Methods in the study of infant speech perception. In G. Gottlieb & N. A. Krasnegor (Eds.), *Measurement of audition and vision in*

the first year of postnatal life: A methodological overview (pp. 223-251). Westport : Ablex Publishing.

Liker, M., Gibbon, F. E., Wrench, A., & Horga, D. (2007). Articulatory characteristics of the occlusion phase of /t/ compared to /t/ in adult speech. *International Journal of Speech-Language Pathology*, 9(1), 101-108.

Loundon, N., & Garabedian, E. N. (2007). La surdité de l'enfant, du dépistage à l'appareillage. Monographies Amplifon numéro 43.

Loundon, N., Busquet, D. Alis, V., Descourtieux, C., Gaillard, D., Groh, V., Hervatin, S., Jubien, N., Lamaze De, A., Prang, I., & Rebichon, C. (2009). Implant cochléaire pédiatrique et rééducation orthophonique, comment adapter les pratiques? Médecine - Sciences, Paris : Flammarion.

Manrique, M., Cervera-Paz, F. J., Huarte, A., & Molina, M. (2004). Advantages of cochlear implantation in prelingual deaf children before 2 years of age when compared with later implantation. *The Laryngoscope*, 114(8), 1462-1469.

Ouellet, C., & Cohen, H. (1999). Speech and language development following cochlear implantation. *Journal of Neurolinguistics*, 12(3), 271-288.

Scarbel, L. (2011). Production de parole et perception de sons et de parole par les enfants sourds porteurs d'un implant cochléaire. Mémoire de master 1, Université Stendhal-Grenoble 3, Saint-Martin-d'Hères.

Thierry, B. (2011). Surdit e profonde congénitale, implant cochléaire et triangle vocalique. DEA de Phonétique, Paris 3 Sorbonne - Nouvelle, Paris.

Traunm ller, H. (1990). Analytical expressions for the tonotopic sensory scale. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(1), 97.

Tyler, R. S., Bertschy, H. F., Kelsay, D. M., Gantz, B. J., Woodworth, G. P., & Parkinson, A. (1997). Speech perception by prelingually deaf children using cochlear implants. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 117(3), 180-187.

Vaissiere, J. (2006). La Phonétique. Collection Que-sais-je. Paris: Presses Universitaires de France.

Vaiss re, J. (2009). Articulatory modeling and the definition of acoustic-perceptual targets for reference vowels. *The Chinese Phonetics Journal*, (2), 22-33.

Uchanski, R. M., Torretta, G., Geers, A., & Tobey, E. A. (1999). Relations between acoustic measures and the intelligibility of speech for children using cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(4), 2213-2213.



MIEUX ENTENDRE MIEUX TRANSMETTRE LES SONS

La connectivité en toute liberté

Notre désormais célèbre SurfLink Mobile a été amélioré afin d'offrir une meilleure expérience aux patients. Son interface et ses réglages utilisateur ont été mis à jour tandis que l'autonomie de la batterie a été multipliée par deux par rapport au SurfLink Mobile de première génération. Seul le **SurfLink Mobile 2** propose la fonctionnalité **JustTalk™**, qui permet de véritables conversations mains-libres en transformant les aides auditives **Z Series** en microphone et en écouteur.

Le SurfLink Mobile 2, le SurfLink Média et la télécommande SurfLink offrent à vos patient une connectivité et des réglages en toute liberté, sans dispositif relais.



MIEUX ENTENDRE
MIEUX VIVRE

Z series™

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr





Dossier La perception des voyelles nasales par les adultes devenus sourds et implantés cochléaires

Stéphanie BOREL



Orthophoniste

Département Otologie, Implants Auditifs et Chirurgie de la Base du Crâne (Pr.O. Sterkers)

Centre Référent Implant Cochléaire Adulte d'Ile-de-France, GH Pitié-Salpêtrière, AP-HP, Paris

stephanie.borel@aphp.fr

Docteur en Phonétique

Laboratoire de Phonétique et Phonologie, UMR7018, CNRS-Université Paris 3 Sorbonne Nouvelle

1 Résumé

Les voyelles nasales [ɑ̃] [ɔ̃] et [ɛ̃] sont mal reconnues par les adultes implantés cochléaires, du moins ceux implantés avant 2008. Les confusions s'orientent clairement vers des voyelles orales et suggèrent une difficulté spécifique à percevoir la nasalité vocale. La difficulté à identifier les voyelles nasales isolées n'influence pas les résultats aux tests de l'audiométrie vocale de Fournier, listes présentant pourtant une sur-représentation de voyelles nasales.

2 Introduction

Orthophoniste au Centre Référent Implant Cochléaire Adulte d'Ile de France dirigé par le Professeur O. Sterkers, j'ai remarqué dès mon arrivée en 2005 la difficulté bien particulière des adultes implantés cochléaires à percevoir les voyelles nasales, comme [ɑ̃] de « temps », [ɔ̃] de « thon », [ɛ̃] de « teint ». Très intéressée par la notion de nasalité en phonétique, j'ai souhaité travailler sur ce sujet pour ma thèse de phonétique intitulée *Perception auditive, visuelle et audiovisuelle des voyelles nasales par les adultes devenus sourds : lecture labiale, implant cochléaire, implant du tronc cérébral*, sous la direction du Professeur J. Vaissière, au laboratoire de phonétique et phonologie de l'université Sorbonne-Nouvelle, et soutenue le 14 janvier 2015.

3 La perception des voyelles par les adultes normo-entendants

La perception de la parole comprend de nombreux niveaux, les trois premiers étant les niveaux psychoacoustique, phonétique et phonologique (Serniclaes, 2000). Le traitement psychoacoustique, périphérique, focalise l'attention sur certains détails acoustiques (durée, fréquence, modulations de fréquence, masquage). Le niveau phonétique, sensible aux traits universels de la parole (barre de voisement, formants, transitions formantiques...) procède à l'intégration de plusieurs indices acoustiques en un trait phonétique (Serniclaes, 2007). A leur naissance, les êtres humains ont tous les mêmes patterns de perception phonétique, quelle que soit leur langue maternelle (Eimas et al., 1971) et peuvent discerner des différences entre les unités phonétiques de la plupart des langues du monde, bien qu'ils ne les aient jamais entendues. Au fur et à mesure que le bébé grandit, entre l'âge de 6 mois (Kuhl et al., 1992) et la fin de la première année (Werker et Tees, 1984), son environnement linguistique transforme sa perception de la parole, en construisant une grille phonologique propre à la langue qu'il entend autour de lui. On dit habituellement que l'enfant devient « sourd », aux différences phonétiques qui ne permettent pas de distinction linguistique dans sa langue.

L'information acoustique permettant d'identifier une voyelle est essentiellement transmise par la fréquence des formants, en Hertz. Les formants sont la résultante du signal émis par les plis vocaux (ou cordes vocales), signal composé de la fréquence fondamentale (F_0) et de ses multiples (harmoniques) dont certains sont renforcés par les cavités de résonance du conduit vocal, qui va des plis vocaux aux lèvres. On rencontre généralement quatre formants, de F_1 à F_4 , sous les 4000 Hertz, porteurs d'informations linguistiques importantes, bien que l'identification de nombreuses voyelles puisse ne nécessiter que les deux premiers formants (Calliope, 1989). Entre les hommes, femmes et enfants, la valeur des formants peut varier de 20% (Calliope, 1989) et les espaces formantiques des femmes et des enfants se chevauchent même partiellement sur les axes F_1/F_2 et F_2/F_3 (Peterson et Barney, 1952). Comment un adulte peut-il alors correctement identifier un [u] prononcé par un enfant alors que les formants de celui-ci correspondent à un [œ] dans son propre triangle vocalique ? En fait, c'est davantage le rapport des formants entre eux et avec la F_0 que leur valeur absolue qui entre en jeu pour l'identification du timbre des voyelles (Syrdal et Gopal, 1986). Pour les voyelles orales du français (sauf [ɔ̃]) c'est la différence entre F_1 et F_0 qui donne un indice pour la perception de l'aperture, la distance F_2-F_1 semble le meilleur prédicteur de l'identification du lieu d'articulation des voyelles antérieures, tandis que le rôle de la distance F_2-F_3 est important pour les voyelles postérieures. La perception de l'arrondissement est plutôt corrélée au deuxième formant effectif ou F_2' , correspondant à l'intégration spectrale des F_2, F_3 et F_4 , (Ménard et al., 2002).

Le rôle du lexique

Les célèbres expériences de Warren (1970) sur la restauration phonémique ont montré que si l'on remplace un ou plusieurs phonèmes par du bruit dans une phrase, le sens global de la phrase permet à l'auditeur de les reconstituer inconsciemment. Dès 1957, Howes avait mis en évidence l'existence d'une corrélation entre la fréquence lexicale d'un mot (le nombre de fois où ce mot se rencontre dans la langue orale ou écrite) et son score d'identification en environnement bruyant chez des sujets normo-entendants. De plus, selon le Neighborhood Activation Model, les mots sont organisés dans le lexique en voisins phonologiques, c'est-à-dire l'ensemble des mots pouvant être formés par ajout, substitution, suppression d'un phonème par rapport au mot cible (Luce et Pisoni, 1998). La fréquence lexicale du mot cible et le nombre de voisins phonologiques influencent son identification aussi bien chez les sujets normo-entendants (dans le bruit) que chez les sujets malentendants (Dirks et al., 2001) (Tableau 1).



Mot cible	Fréquence lexicale par million d'occurrences	Nombre de voisins phonologiques
Le donjon	2,94	3
Le sergent	26,48	5
Le refrain	1,98	0
Le veston	1,66	3
Le forban	0,03	3
Le râteau	0,77	16
Le crémier	0,12	2
Le niveau	45,46	5
Le bûcher	3,43	14
La cachot	3,01	20

Tableau 1 : Fréquence lexicale et voisins phonologiques pour une liste de Fournier d'après lexique.org (New et al., 2004). Le mot « le niveau » est très fréquent tandis que le mot « le forban » est très rare. La fréquence lexicale favorise l'identification du mot « le niveau » par rapport au mot « le forban ». Le mot « râteau » a 16 voisins phonologiques, dont « bateau », « gâteau », « rameau », « raton ». Le mot « refrain » n'a aucun voisin phonologique. Plus un mot cible a de voisins phonologiques, plus il y a de risque de confusions perceptives entre ce mot cible et ses voisins phonologiques qui sont des mots proches, a fortiori si ces derniers ont une fréquence lexicale plus élevée que le mot cible (Dirks et al., 2001).

4

La Perception des voyelles par les adultes implantés cochléaires

Au tout début de l'implantation cochléaire, dans les années 1980, la perception des voyelles à travers l'implant cochléaire a largement été étudiée, certainement parce que les voyelles constituaient un support acoustique simple et bien contrôlé pour mieux comprendre la perception à travers l'implant cochléaire (Dent, 1982; Blamey et al. 1987; Tong et al., 1988; Tyler et al., 1992; Dorman et al. 1988; Dorman et Loizou, 1997), puis progressivement pour tester de nouvelles stratégies de codage ou des points bien particuliers comme l'effet du décalage fréquentiel ou de la résolution spectrale. L'analyse de la perception des phonèmes a ensuite été un peu délaissée, car les résultats des personnes implantées étaient très bons pour la compréhension de la parole dans le silence et d'autres sujets suscitaient davantage d'intérêt, comme la compréhension de la parole dans le bruit, l'écoute de la musique, les facteurs cognitifs... Récemment, on a observé de nouveau la publication d'études utilisant la perception des voyelles dans le cadre de nouveaux enjeux, comme par exemple

la bimodalité, dont l'implant électro-acoustique (Kong et Braida, 2011 ; Sheffield et Zeng, 2012 ; Hay-McCutcheon et al., 2014).

Pour toutes ces études, les objectifs, les langues (les voyelles ne sont pas les mêmes d'une langue à l'autre, même lorsque le symbole phonétique est identique, Vaisière, 2011) et la méthodologie diffèrent tellement qu'il est difficile d'en tirer des conclusions généralisables. De plus, les systèmes et le nombre d'électrodes ont bien évolué depuis les années 1990-2000. Nous constatons cependant que la voyelle [i] est souvent bien reconnue (Blamey et al., 1987 ; Rødvik, 2008 ; Serniclaes et al., 1996 ; Välimaa et al., 2002 ; Borel, 2007) tandis que les voyelles antérieures arrondies ([y] et [ø]) posent des difficultés (Välimaa et al., 2002 ; Borel, 2007). Les confusions s'orientent souvent vers des voyelles avec un F_1 ou F_2 proche (Dorman et al., 1988 ; Välimaa et al., 2002). Les adultes implantés cochléaires identifient les voyelles sur la base des différences entre pics spectraux aussi bien que sur la place exacte de chaque pic (Laback et al., 2004).

Le décalage fréquentiel a-t-il un impact sur l'identification des voyelles ?

La taille de la cochlée varie de façon importante selon les individus (Escudé et al., 2006). De plus, chaque fabricant d'implants cochléaires a développé des modèles de faisceaux d'électrodes de différentes longueurs, soit pour des raisons d'orientations techniques (éviter les interactions entre les électrodes en les espaçant par exemple afin d'utiliser une stimulation la plus rapide possible) soit pour s'adapter à différentes situations cliniques (conservation de l'audition résiduelle, malformations cochléaires...). Ainsi, la fréquence caractéristique du nerf auditif réellement stimulée par chaque électrode est en lien avec la profondeur d'insertion de l'électrode, qui dépend à la fois de la taille de la cochlée et de la longueur de l'électrode. Il peut donc y avoir un décalage fréquentiel entre la fréquence que l'implant est censée coder et la tonie réellement ressentie par la personne. L'effet théorique du décalage fréquentiel est assez simple à comprendre : l'absence de cohérence entre la fréquence que l'implant est censée coder et la tonie réellement ressentie par la personne peut entraîner une dégradation des performances ou nécessiter un temps d'adaptation plus long, a fortiori pour les voyelles dont la perception est portée par des indices de fréquence. Ceci a été très facilement mis en évidence au moyen de vocodeurs auprès de sujets normo-entendants (Dorman et al., 1997) mais est cependant plus difficile à observer auprès d'auditeurs implantés cochléaires (Harnsberger et al., 2001) entre autres car le résultat général de l'implantation dépend de nombreux autres facteurs et isoler celui du décalage fréquentiel demande des analyses multivariées sur de larges cohortes de patients. Finalement, selon Harnsberger et al. (2001), ce serait peut-être davantage

la dégradation des modèles phonologiques en mémoire du fait de l'ancienneté de la surdité qui aurait un impact important sur les difficultés à percevoir des voyelles dégradées au travers de l'implant plutôt que le décalage fréquentiel en lui-même. Ceci rejoint les travaux de Lazard et al. (2010) qui montrent que les performances phonologiques, évaluées par des tâches de jugement de rimes, se détériorent avec l'augmentation de la durée de surdité et que ces compétences sont corrélées au résultat de l'implant.

La résolution spectrale a-t-elle un impact sur l'identification des voyelles ?

La question de la résolution fréquentielle préoccupe depuis l'époque des implants monoélectrode. Selon plusieurs auteurs (Holmes et al., 1987 ; Geier et Norton, 1992 ; Kileny et al., 1992), la reconnaissance de la parole s'améliore lorsque l'on augmente le nombre d'électrodes. La lecture des différentes études semble cependant montrer qu'il existe un effet de « saturation » pour la perception de la parole dans le silence, c'est-à-dire qu'à partir d'un certain nombre de canaux, l'ajout d'informations spectrales n'améliore plus les performances, du moins dans le silence (Fishman et al., 1997, Friesen et al., 2001, Shannon, 2010). Cependant, et cela paraît finalement assez logique, l'identification des voyelles peut profiter davantage d'une augmentation du nombre de canaux que celle des consonnes ou des mots (Xu et al., 2005, Baskent, 2006).

Enfin, depuis plusieurs années, les indications d'implant se sont élargies aux adultes présentant une audition résiduelle du côté de l'implant (technique électro-acoustique) ou sur l'oreille controlatérale. La bimodalité permet d'améliorer l'identification des voyelles (Kong et Braida, 2011 ; Sheffield et Zeng, 2012 ; Hay-McCutcheon et al., 2014) davantage que celle des consonnes (Kong et Braida, 2011). L'ajout des basses fréquences améliore la perception des informations liées au F_1 (Kong et Braida, 2011 ; Sheffield et Zeng, 2012) du F_2 pour certains Sheffield et Zeng (2012) mais pas pour Kong et Braida (2011).

5

Les voyelles nasales

Seules 20% des langues du monde comportent des voyelles nasales (Maddieson et Disner, 1984). Le français en comporte quatre que l'on peut retrouver dans la suite de mots « un bon pain blanc »

[ɑ̃bɔ̃pɛ̃blɑ̃]. Cependant, le contraste phonologique entre [ɛ̃] et [ɑ̃] perd de plus en plus de distinctivité, notamment en français parisien. En conséquence, des mots tels que « brin » [brɛ̃] et « brun » [brɑ̃] ne sont plus différenciés (Fagyal et al., 2006) et [ɛ̃] est généralement utilisé pour la notation des deux voyelles antérieures nasales.

Les voyelles nasales sont articulées avec le voile du palais abaissé en arrière de la cavité buccale. Ainsi l'air voisé qui remonte des plis vocaux entre en résonance à la fois avec la cavité orale et la cavité nasale. Acoustiquement, la connexion de la cavité buccale et des fosses nasales génère un spectre complexe puisqu'aux formants générés par la cavité orale s'ajoutent les pics de résonance de la cavité nasale ainsi que des antiformants, sortes de trous spectraux « gommeurs de formants » générés par la connexion des deux cavités entre-elles. Ceci rend leur timbre assez « flou » et contrarie l'analyse spectrale conventionnelle. S'il existe des valeurs de référence pour les formants des voyelles françaises orales (Calliope, 1989, Gendrot et Adda-Decker, 2004, Georgetown et al., 2012), il n'en existe aucune pour les voyelles nasales.

L'identification auditive des voyelles nasales par les adultes normo-entendants reste cependant relativement précise, allant de 87 à 95% de bonnes réponses selon Hall et Hume (2013) et les voyelles nasales mal identifiées sont le plus souvent confondues avec une autre voyelle nasale, respectant ainsi la caractéristique « nasale » de la voyelle. Chez les auditeurs malentendants (non implantés), on ne trouve pas d'étude sur ce sujet mais l'observation de l'étude de Lefèvre (2008) dans le *Précis d'Audioprothèse* sur la perception des voyelles chez des adultes présentant une surdité acquise montre que les voyelles nasales ne sont pas très bien reconnues et qu'elles sont plutôt confondues avec une autre voyelle nasale.

L'indice acoustique permettant à l'auditeur de catégoriser auditive-ment une voyelle comme nasale est encore discuté par les phonéticiens. Il ne serait pas le même pour toutes les voyelles nasales mais dépendrait leur timbre et serait plutôt un indice d'intensité que de fréquence. En effet, dans le spectre acoustique d'une voyelle orale l'intensité décroît d'environ 6 dB par octave (Fant, 1960), si bien que le premier formant est toujours plus intense que le deuxième qui est lui-même plus intense que le troisième. Dans le cas d'une voyelle nasale, un antiformant peut affaiblir le 1^{er}, 2^{ème} ou 3^{ème} formant (F_1 , Delattre, 1965; Beddor et al., 1986 ; F_1 & F_2 , Maeda, 1993 ; F_1 & F_3 , Delvaux, 2009) ce qui aurait pour conséquence de provoquer un déséquilibre dans les rapports d'intensité des formants entre-

Aperture	Lieu	Antérieur		Postérieur			
		Non arrondie	Arrondie	Non arrondie	Arrondie		
Fermée		[i] «lit»	[y] «lu»		[u] «loup»		
Mi-fermée		[e] «les»	[ø] «peu»		[o] «lot»		
Mi-ouverte		Orale [ɛ] «laid»	Nasale [ɛ̃] «brin»	Orale [œ] «leur»	Nasale [œ̃] «brun»	Orale [ɔ] «lors»	Nasale [ɔ̃] «long»
Ouverte		[ɑ] «pâte»		Orale [ɑ] «pâte»	Nasale [ɑ̃] «pente»		

Tableau 2 : Voyelles du français classées selon les quatre dimensions articulatoires : lieu d'articulation, aperture, labialité et nasalité. Le nombre de consonnes dans une langue est en général stable. Le nombre de voyelles de l'inventaire phonologique peut varier d'un locuteur à l'autre en fonction notamment de caractéristiques régionales (Vaissière, 2006). Le système vocalique de chaque locuteur du français pourra comprendre entre 10 (système minimal) et 15 (système maximal) voyelles.



eux, qui serait une signature perceptive importante de la nasalité. Mais cela n'est pas si simple et une myriade d'autres indices a été évoquée : les auditeurs feraient attention aux basses fréquences pour certains auteurs, et aux hautes fréquences pour d'autres... La diminution globale de l'intensité et l'aplatissement du spectre joueraient un rôle important, surtout dans les basses fréquences (Maeda, 1993). Certains auteurs ont souligné le rôle de l'antiformant dans la région du troisième formant oral. Le troisième formant oral peut être très affecté par la nasalité et peut être divisé en deux pics de fréquences plus faibles ou élevés dans l'échelle des fréquences par la présence d'un antiformant (pour une revue complète sur ces points voir Delvaux, 2012).

Il n'existe aucune étude sur la perception des voyelles nasales par les adultes implantés cochléaires car les principales études menées l'ont été sur des langues dont le système vocalique ne contient pas de voyelles nasales, comme l'anglais (Harnsberger et al., 2001; Munson et al., 2003; Xu et al., 2005), le norvégien (Rødvik et al., 2008), le finnois (Välilmaa et al., 2002 et 2011) et le néerlandais (Van Wieringen et Wouters, 1999). Par contre, chez les enfants, implantés cochléaires, Bouton et al. (2012) ont mis en évidence une difficulté à percevoir le trait de nasalité des voyelles.

6

Identification des voyelles nasales par 82 adultes implantés cochléaires

Nous avons donc mené une étude rétrospective et longitudinale. L'hypothèse était que les personnes implantées cochléaires avaient des difficultés à percevoir les voyelles nasales. Une analyse rétrospective des dossiers de 82 adultes implantés cochléaires entre 1996 et 2007 a été menée.

Nous avons relevé dans les évaluations post-implant le taux d'identification de phonèmes avec l'implant seul pour 11 voyelles [a, o, i, u, y, ø, e, ε, œ, ɔ̃, ɛ̃, ɛ̃] associées à la consonne [p] et 16 consonnes [p, t, k, b, d, g, f, s, ʃ, v, z, ʒ, l, m, n, ɱ] associées à la voyelle [a], à un délai post-implant « précoce » de $2,6 \pm 0,01$ mois en moyenne [1-4 mois] et « tardif » de $35 \pm 0,3$ mois en moyenne [12-120 mois]. Toutes les évaluations, issues des bilans orthophoniques, avaient été effectuées à voix directe par une orthophoniste de l'équipe.

Nous avons également analysé le score de répétition de mots dissyllabiques de Fournier à voix directe (Fournier, 1951) en fonction de la présence ou non de voyelle nasale dans ces mots. En effet, une analyse linguistique des 30 listes de Fournier a permis de mettre en évidence une représentation très élevée des voyelles nasales dans ces listes puisque 43% des mots en contiennent au moins une, pour des voyelles [ɑ̃, ɔ̃, ɛ̃, œ̃] qui ne représentent pourtant à elle quatre que 5,1% pour Chavasse (1948) à 7,4% selon Valdman (1976) (voir Carignan, 2013) des phonèmes du français. Ces pourcentages ne peuvent cependant pas être comparés strictement car ils ne représentent pas la même chose. La fréquence lexicale n'est pas en moyenne significativement différente entre les mots de Fournier comprenant une voyelle nasale et ceux n'en comprenant pas. Par contre, il y a significativement moins de voisins phonologiques dans les mots de Fournier comprenant une voyelle nasale que dans le groupe des mots de Fournier ne comprenant pas de voyelles nasales. Pour chaque liste de mots, la répartition entre les mots contenant une voyelle nasale et ceux n'en contenant pas a été calculée. Il a ensuite été calculé le score de reconnaissance des mots contenant une voyelle nasale et de ceux n'en contenant pas.

Par ailleurs, sept facteurs prédictifs de l'identification des voyelles nasales ont été étudiés : le sexe, l'âge (<65 ans ou > 65 ans), la durée de surdité du côté implanté (0-9 ans, 10-20 ans ou >20 ans), le type de stratégie de codage (séquentielle ou N-of-M), le nombre d'électrodes fonctionnelles, la vitesse de stimulation (<900 Hz ou >900 Hz). Suivant le type de données, une analyse ANOVA ou un test-t de student ont été effectués, avec seuil de significativité $p < 0,05$. (Figure 2). Les résultats confirment les hypothèses, à savoir que les voyelles nasales sont significativement moins bien reconnues que les voyelles orales, aussi bien au stade « précoce » qu'au stade « tardif ». Cependant, l'identification des voyelles nasales s'améliore significativement entre la première et la dernière évaluation des patients. (Figure 1)

Les consonnes nasales [m] et [n] quant à elles sont aussi bien identifiées que les consonnes orales

Au stade « précoce », les trois voyelles nasales testées sont les phonèmes les plus mal reconnus parmi l'ensemble des 27 phonèmes testés

Etiologie	Durée de la surdité du côté implanté	Statut de l'oreille controlatérale	Processeur	Stratégie de codage
inconnue : 25 otospongiose : 15 s. brusque : 9 congénitale : 6 ménière : 5 trauma. sonore : 4 otite chronique : 4 génétique : 4 méningite : 3 traumatique : 2 auto-immune : 1 cytomegalovirus : 1 viral : 1 mastoïdite : 1 nf2 : 1	0-9 ans : 18 10-20 ans : 31 > 20 ans : 33	implant cochléaire : 6 aide auditive : 43 pas d'appareillage : 33	DigjSP : 3 E3G : 36 Esprit : 7 Freedom : 6 Harmony : 2 Opus : 1 Spectra : 6 Sprint : 10 Tempo : 11	ACE : 40 SPEAK : 25 CIS : 12 MPIS : 3 HiRes : 2

Tableau 3 : Description des 82 patients de l'étude.

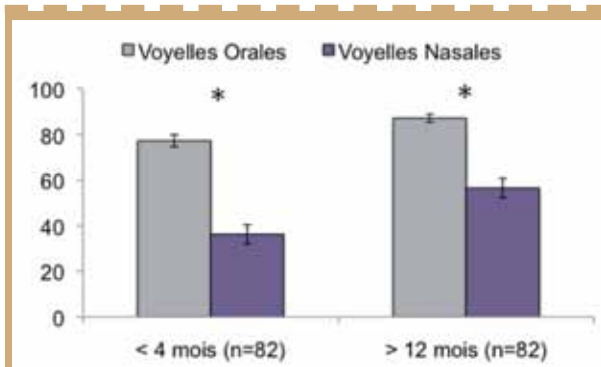


Figure 1 : Les trois voyelles nasales [ɑ̃], [ɔ̃] et [ɛ̃] sont significativement moins bien identifiées que les 8 voyelles orales [a, o, i, u, y, ø, e, ε] aussi bien rapidement après l'implantation qu'à distance de celle-ci. (n=82 adultes implantés entre 1996 et 2007).

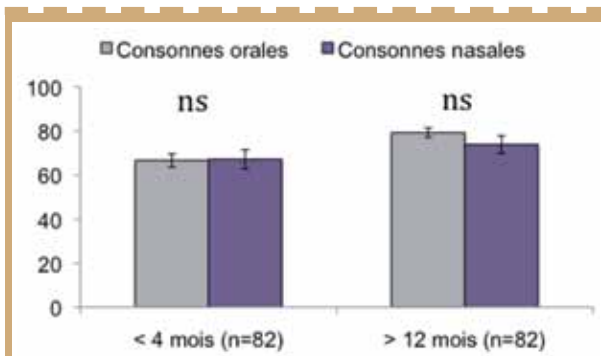


Figure 2 : les consonnes nasales [m] et [n] sont aussi bien identifiées que les consonnes orales [p, t, k, b, d, g, f, s, ʃ, v, z, ʒ, l, ʁ]. (n=82 adultes implantés entre 1996 et 2007).

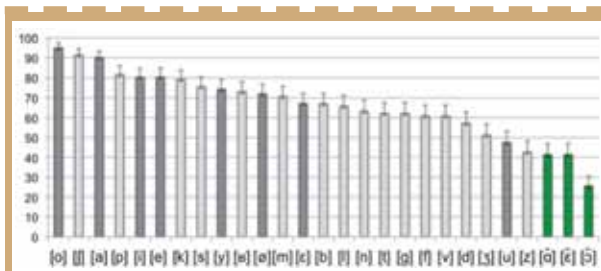


Figure 3 : Identification des phonèmes par 82 adultes implantés cochléaires (entre 1996 et 2007) à un stade précoce (1 à 4 mois post-implant).

Au stade « tardif », [ɛ̃] et [ɔ̃] restent les phonèmes les plus mal identifiés.

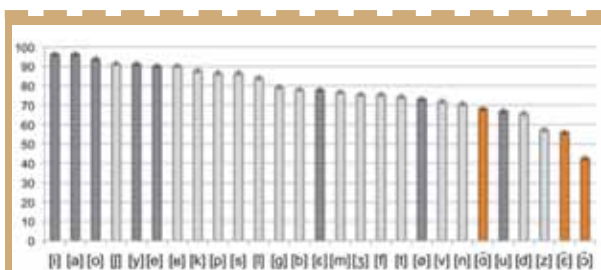


Figure 4 : Identification des phonèmes par 82 adultes implantés cochléaires (entre 1996 et 2007) à un stade tardif (10 à 120 mois post-implant).

Aussi bien très précocement qu'à distance de l'implantation, les trois voyelles nasales sont significativement moins bien identifiées que les dix voyelles orales. La difficulté apparaît d'emblée et est vraisemblablement liée au traitement des informations acoustiques par l'implant cochléaire. Bien que l'identification s'améliore significativement entre la première et la dernière évaluation, la difficulté persiste à distance de l'implantation, semblant ainsi résister à l'habitude et à la rééducation orthophonique suivie par les patients.

Que nous apprennent les confusions ?

Pour les voyelles nasales, 98% des confusions exprimées au stade précoce et 94% des confusions exprimées au stade tardif vont vers une voyelle orale. Les confusions les plus fréquentes sont les mêmes à la fois rapidement après l'implantation qu'à distance de celle-ci : [ɑ̃] est identifié comme étant [a], [ɔ̃] comme étant [o], [ɛ̃] comme étant [e]. Contrairement aux confusions faites par les normo-entendants (Hall et Hume, 2013) et les sujets présentant une surdité neurosensorielle (Lefèvre, 2008) qui s'orientent préférentiellement vers des voyelles nasales, respectant ainsi le trait de nasalité, les adultes implantés cochléaires ne perçoivent pas la caractéristique acoustique qui permet de catégoriser la voyelle comme nasale mais ils semblent percevoir une voyelle acoustiquement proche : leurs confusions, très systématiques, ne sont pas dues au hasard.

Comme suggéré par Dupont et Lejeune (2010) dans *Rééducation de la boucle audio-phonatoire chez les adultes implantés cochléaires*, cette étude confirme que la voyelle [ɔ̃] est la plus difficile à identifier, aussi bien au stade précoce qu'au stade tardif. Par contre, pour toutes les voyelles nasales, Dupont et Lejeune (2010) décrivent des confusions vers d'autres voyelles nasales, ce qui n'est retrouvé ni dans l'étude préliminaire de Master (Borel, 2007), ni dans la présente étude. Cependant, les propositions faites par Dupont et Lejeune (2010) concernent le français de Belgique et il peut y avoir quelques différences dans l'articulation et l'acoustique des voyelles nasales.

A l'inverse, pour les consonnes nasales, les confusions vont plutôt vers une autre consonne nasale, notamment pour le [n], fréquemment confondue avec le [m]. C'est bien une difficulté à percevoir la nasalité vocalique, qui ne semble pas toucher la nasalité consonantique.

Les facteurs prédictifs

L'analyse des facteurs influençant les résultats de l'implant cochléaire est complexe et requiert des modèles statistiques multivariés. De plus, notre groupe comporte beaucoup d'hétérogénéité, avec une sur-représentation des stratégies Speak et ACE. Enfin, nous avons analysé chaque facteur de façon indépendante. Les résultats ne peuvent donc être considérés que comme des tendances à valider ultérieurement avec des modèles multivariés.

Un seul parmi tous les paramètres étudiés (sexe, âge, durée de surdité du côté implanté, type de stratégie de codage, nombre d'électrodes fonctionnelles, vitesse de stimulation) s'est révélé avoir un effet significatif sur l'identification des voyelles nasales: le côté implanté, au stade précoce. Au stade précoce, l'identification de voyelles nasales est meilleure chez les patients implantés à droite que chez les patients implantés à gauche (cette différence ne se retrouve pas au stade tardif). Cette supériorité de l'oreille droite n'est retrouvée que pour les voyelles nasales et pas pour les voyelles orales, ni les consonnes ou les mots de Fournier. La présente étude n'ayant pas pour objectif de tester l'effet du côté implanté sur la



perception de la parole, le protocole mis en place n'est ni adapté, ni suffisamment rigoureux pour considérer ce résultat au-delà d'une simple tendance soulevant plusieurs questions qui feront peut-être un jour l'objet d'une étude dédiée. On sait que, chez les droitiers, la discrimination de structures phonétiques tend à augmenter l'activité de l'aire de Broca dans l'hémisphère gauche suggérant le rôle du recodage articuloire dans la perception phonétique (Zatorre et al., 1992). Du fait du croisement des voies auditives afférentes et efférentes, l'oreille droite serait alors prépondérante pour le traitement des informations liées à la parole. Chez le sujet normo-entendant, le « right ear advantage » a été mis en évidence par des tâches d'écoute dichotique, qui consistent à présenter simultanément deux signaux acoustiques différents dans chaque oreille et à déduire, selon la rapidité ou la qualité du traitement auditif, quel hémisphère traite préférentiellement le type de matériel auditif testé qu'il s'agisse de voix, parole, musique... Cependant la supériorité de l'oreille droite pour l'implantation cochléaire n'est pas montrée systématiquement (Morris et al., 2007 ; Roman et al., 2004 ; Francis et al., 2005) même si plusieurs auteurs la rapportent, comme Henkin et al. (2008) chez des enfants présentant une surdité prélinguale et surtout Budenz et al. (2011) et Mosnier et al. (2014) chez des adultes âgés.

Concernant les paramètres techniques, aucune influence n'est ressortie. Le nombre d'électrodes, représentant la résolution fréquentielle, est un facteur important pour l'identification des voyelles (Xu et al., 2005; Xu et Zheng, 2007 ; Nie et al., 2006). Cependant, dans la présente étude, 97% des patients avaient plus de 85% d'électrodes du porte électrodes activées, ce qui favorise une bonne compréhension de la parole (Lazard et al., 2012) et ne suscite pas suffisamment de variabilité pour être étudié en tant que facteur. Par ailleurs, seuls 14 patients étudiés sur 82 ont des systèmes avec un porte-électrodes de moins de 20 électrodes (Med-el® et Advanced Bionics®), ce qui ne permet pas, encore une fois, d'évaluer l'effet du nombre total d'électrodes du système sur l'identification des voyelles nasales. La vitesse de stimulation n'est pas non plus retrouvée comme étant un facteur favorisant dans la présente étude.

■ Lien entre le score d'identification de voyelles nasales isolées et le score de reconnaissance de mots de Fournier ?

Aussi bien au stade « précoce » qu'au stade « tardif » on remarque qu'environ 40% des mots de Fournier utilisés pour l'évaluation orthophonique des patients contiennent au moins une voyelle nasale. Ces mots sont cependant aussi bien identifiés que ceux ne contenant pas de voyelles nasales. La présence d'une voyelle nasale dans un mot Fournier n'affecte donc pas la reconnaissance de ce mot. La difficulté à percevoir isolément les voyelles nasales semble donc compensée par l'accès au sens. La fréquence lexicale est équivalente entre les mots contenant une nasale et ceux n'en contenant pas mais par contre les mots contenant une voyelle nasale peuvent cependant être considérés comme plus faciles à reconnaître car ils contiennent, en moyenne, moins de voisins phonologiques (Dirks et al. 2011). Ceci a pu influencer les résultats.

Doit-on pour autant arrêter d'étudier la perception des voyelles nasales par les adultes implantés, puisqu'elle semble n'avoir aucun effet sur leur reconnaissance globale de la parole ? Il nous semble que toute démarche visant à comprendre et améliorer la perception périphérique d'unités de parole avec l'implant cochléaire est intéressante. Si la suppléance mentale semble effectivement compenser la difficulté à percevoir les voyelles nasales isolément, ceci n'est, pour le moment montré que dans le silence. Que se passerait-il dans le bruit où les informations temporelles et spectrales sont davantage dégradées et où les ressources cognitives de l'auditeur sont également sollicitées pour localiser la source de parole en faisant abstraction de signaux distracteurs ? Plus généralement, les ressources cognitives, si elles ne servaient pas à compenser le problème d'identification de voyelles nasales pourraient être utilisées à d'autres tâches.

Une remarque générale concernant cette étude est qu'elle porte sur des systèmes d'implants cochléaires d'ancienne génération. En effet, les patients ont été implantés avant 2008 et les résultats ne peuvent donc que représenter les patients implantés avant 2008. Cependant, les patients et les orthophonistes continuent de rapporter cette difficulté lors des entretiens cliniques, ce qui nous laisse penser, que même à l'heure actuelle cette difficulté persiste.

Elle est d'autant plus frappante chez les sujets les plus performants, puisqu'ils comprennent souvent très bien dans le silence et que seules les voyelles nasales les mettent en échec, lors de la rééducation. A noter également, que la population est assez hétérogène, en termes de délai post-implant, puisque certains patients ont été testés à un délai de 1 an et d'autres de 10 ans post-implant pour le stade tardif.

■ Pour aller plus loin

Une étude complémentaire, prospective, auprès de 15 patients implantés avec des systèmes de nouvelle génération nous a ensuite permis de confirmer les confusions de voyelles nasales pour [ɔ̃] (vont vers [o]) et [ɛ̃] (vont vers [a]). Par contre pour [ɑ̃], une autre confusion a été mise en évidence : [ɔ] (Borel, 2015).

Une enquête en ligne auprès des orthophonistes a permis de recueillir les réponses de 179 orthophonistes dont 21 expérimentés dans la prise en charge de l'adulte sourd. Lorsqu'on demande aux orthophonistes quel est le trait vocalique le plus difficile à percevoir par les adultes implantés cochléaires parmi l'aperture, le lieu d'articulation, l'arrondissement des lèvres et la nasalité, plus de la moitié répondent « la nasalité ». Une liste de paires minimales de mots suscitant des confusions a été créée afin d'aider la rééducation (Borel, 2015).

La lecture labiale permet-elle d'aider la perception des voyelles nasales ?

Un test d'identification visuelle de 8 voyelles orales : [a, o, i, u, y, ø, e, ε] et 3 voyelles nasales du français : [ɑ̃, ɔ̃, ɛ̃] prononcées en contexte CV (Consonne-Voyelle) avec C (Consonne) = [p, t, k] par deux locutrices a été proposé sur un support vidéo sans aucune information auditive. Les trois voyelles nasales sont moins bien identifiées que les dix voyelles orales, aussi bien par les sujets sourds (15% pour les nasales et 39% pour les orales) que par les sujets entendants (9% pour les nasales et 31% pour les orales) (Lavrut et Noiret, 2013).

Des études complémentaires sur les voyelles nasales françaises prononcées au Québec ou dans le sud de la France, et sur les voyelles nasales du Polonais ou du Portugais, permettraient d'apporter des éléments supplémentaires pour mieux comprendre, à la fois la nasalité vocalique et la perception analytique via l'implant cochléaire.

- Baskent, D. (2006). Speech recognition in normal hearing and sensorineural hearing loss as a function of the number of spectral channels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120(5), 2908-2925.
- Beddor, P. S., Krakow, R. A. et Goldstein, L. M. (1986). Perceptual constraints and phonological change: a study of nasal vowel height. *Phonology*, 3(01), 197-217.
- Blamey, P. J., Dowell, R. C., Brown, A. M., Clark, G. M. et Seligman, P. M. (1987). Vowel and consonant recognition of cochlear implant patients using formant estimating speech processors. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 82(1), 48-57.
- Borel, S. (2007). Etude des confusions de voyelles chez les adultes porteurs d'un implant cochléaire. Mémoire non publié de Master en phonétique, Paris-3.
- Borel, S. (2015). Perception auditive, visuelle et audiovisuelle des voyelles nasales par les adultes devenus sourds. Lecture labiale, implant cochléaire, implant du tronc cérébral (Thèse de Doctorat non publiée, Université de la Sorbonne nouvelle-Paris III). (téléchargeable au <http://www.theses.fr/2015PA030016>).
- Bouton, S., Serniclaes, W., Bertoncini, J. et Cole, P. (2012). Perception of speech features by French-speaking children with cochlear implants. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 55(1), 139-153.
- Budenz, C. L., Cosetti, M. K., Coelho, D. H., Birenbaum, B., Babb, J., Waltzman, S. B., & Roehm, P. C. (2011). The effects of cochlear implantation on speech perception in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(3), 446-453.
- Calliope (1989). La parole et son traitement automatique, Collection Technique et Scientifique des télécommunications. Ed : Tubach, JP.
- Carignan, C. (2013). When nasal is more than nasal: The oral articulation of nasal vowels in two dialects of French (Doctoral dissertation, University of Illinois at Urbana-Champaign).
- Delattre, P. (1965). Comparing the phonetic features of English, German, Spanish and French: An interim report. Julius Groos.
- Delvaux, V. (2009). Perception du contraste de nasalité vocalique en français. *Journal of French Language Studies*, 19(01), 25-59.
- Delvaux, V. (2012). Les voyelles nasales du français. GRAMM-R. Etudes de linguistique française n°15. Editions P.I.E Peter Lang. Bruxelles.
- Dent, L. J. (1982). Vowel discrimination with the single-electrode cochlear implant: a pilot study. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 91(2 Pt 3):41-6.
- Dirks, D. D., Takayana, S. et Moshfegh, A. (2001). Effects of lexical factors on word recognition among normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(5), 233-244.
- Dorman, M. F., Hannley, M. T., McCandless, G. A. et Smith, L. M. (1988). Auditory/phonetic categorization with the Symbion multichannel cochlear implant. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 84(2), 501-510.
- Dorman, M. F. et Loizou, P. C. (1997). Mechanisms of vowel recognition for Ineraid patients fit with continuous interleaved sampling processors. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(1): 581-587.
- Dorman, M. F., Loizou, P. C. et Rainey, D. (1997). Simulating the effect of cochlear-implant electrode insertion depth on speech understanding. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(5), 2993-2996.
- Dupont, M. et Lejeune, B. (2010). Rééducation de la boucle audio-phonatoire chez les adultes sourds porteurs d'un implant cochléaire. Elsevier Masson.
- Eimas, P. D., Siqueland, E. R., Jusczyk, P., & Vigorito, J. (1971). Speech perception in infants. *Science*, 171(3968), 303-306.
- Escudé, B., James, C., Deguine, O., Cochard, N., Eter, E. et Fraysse, B. (2006). The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiology and Neurotology*, 11(Suppl. 1), 27-33.
- Fagyal, Z., Kibbee, D., et Jenkins, F. (2006). French: A linguistic introduction. Cambridge: Cambridge University Press.
- Fant, G. (1960). Acoustic theory of speech production. The Hague: Mouton
- Fishman, K. E., Shannon, R. V. et Slattery, W. H. (1997). Speech recognition as a function of the number of electrodes used in the SPEAK cochlear implant speech processor. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 40(5), 1201-1215.
- Fournier, J.E. (1951). Audiométrie vocale, les épreuves d'intelligibilité et leurs applications au diagnostic, à l'expertise et à la correction prothétique des surdités, Eds : Maloine, Paris.
- Francis, H. W., Yeagle, J. D., Bowditch, S., et Niparko, J. K. (2005). Cochlear implant outcome is not influenced by the choice of ear. *Ear and hearing*, 26(4), 7S-16S.
- Friesen, L. M., Shannon, R. V., Baskent, D. et Wang, X. (2001). Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(2), 1150-1163.
- Fu, Q. J. et Shannon, R. V. (1999). Effects of electrode configuration and frequency allocation on vowel recognition with the Nucleus-22 cochlear implant. *Ear and hearing*, 20(4), 332.
- Geier, L. L. et Norton, S. J. (1992). The effects of limiting the number of Nucleus 22 cochlear implant electrodes programmed on speech perception. *Ear and hearing*, 13(5), 340-348.
- Gendrot, C. et Adda-Decker, M. (2004). Analyses formantiques automatiques de voyelles orales: évidence de la réduction vocalique en langues française et allemande. In Workshop MIDL04.
- Georgeton, L., Paillereau, N., Landron, S., Gao, J., et Kamiyama, T. (2012). Analyse formantique des voyelles orales du français en contexte isolé: à la recherche d'une référence pour les apprenants de FLE. In Actes de la conférence conjointe JEP-TALN-RECITAL 2012 (pp. 145-152).
- Hall, K. C., et Hume, E. V. (2013, June). Perceptual confusability of French vowels. In Proceedings of Meetings on Acoustics (Vol. 19, No. 1, p. 060113). Acoustical Society of America.
- Harnsberger, J. D., Svirsky, M. A., Kaiser, A. R., Pisoni, D. B., Wright, R. et Meyer, T. A. (2001). Perceptual « vowel spaces » of cochlear implant users: Implications for the study of auditory adaptation to spectral shift. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109(5), 2135-2145.
- Hay-McCutcheon, M. J., Peterson, N. R., Rosado, C. A. et Pisoni, D. B. (2014). Identification of Acoustically Similar and Dissimilar Vowels in Profoundly Deaf Adults Who Use Hearing Aids and/or Cochlear Implants: Some Preliminary Findings. *American journal of audiology*, 23(1), 57-70.
- Henkin, Y., Taitelbaum-Swead, R., Hildesheimer, M., Migirov, L., Kronenberg, J., & Kishon-Rabin, L. (2008). Is there a right cochlear implant advantage?. *Otology & Neurotology*, 29(4), 489-494.
- Holmes, A. E., Kemker, E. J. et Merwin, G. E. (1987). The effects of varying the number of cochlear implant electrodes on speech perception. *Otology & Neurotology*, 8(3), 240-246.
- Howes, D. (1957). On the relation between the intelligibility and frequency of occurrence of English words. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 29(2), 296-305.
- Kileny, P. R., Zimmerman-Phillips, S., Zwolan, T. A. et Kemink, J. L. (1992). Effects of channel number and place of stimulation on performance with



- the Cochlear Corporation multichannel implant. *Otology & Neurology*, 13(2), 117-123.
- Kong, Y. Y. et Braid, L. D. (2011). Cross-frequency integration for consonant and vowel identification in bimodal hearing. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 54(3), 959-980.
- Kuhl, P. K., Williams, K. A., Lacerda, F., Stevens, K. N. et Lindblom, B. (1992). Linguistic experience alters phonetic perception in infants by 6 months of age. *Science*, 255(5044), 606-608.
- Laback, B., Deutsch, W. A. et Baumgartner, W. D. (2004). Coding of vowel-like signals in cochlear implant listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(2), 1208-1223.
- Lavrut, M. et Noiret, A. (2013). Facteurs prédictifs pour l'acquisition d'une lecture labiale fonctionnelle chez l'adulte sourd. *Mémoire pour le certificat de capacité en orthophonie*, Paris.
- Lazard, D. S., Lee, H. J., Gaebler, M., Kell, C. A., Truy, E. et Giraud, A. L. (2010). Phonological processing in post-lingual deafness and cochlear implant outcome. *Neuroimage*, 49(4), 3443-3451.
- Lazard, D. S., Vincent, C., Venail, F., Van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., ... et Blamey, P. J. (2012). Pre-, per-and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time. *PLoS one*, 7(11).
- Lefèvre, F. (2008). Impact de la perte auditive sur la perception de la parole: Confusions phonétiques. *Précis d'Audioprothèse: Production, phonétique acoustique et perception de la parole*. Collège nationale d'audioprothèse. Elsevier, Masson, Issy-les-Moulineaux.
- Luce, P. A. et Pisoni, D. B. (1998). Recognizing spoken words: The neighborhood activation model. *Ear and hearing*, 19(1), 1.
- Maddieson, I. et Disner, S. F. (1984). *Patterns of sounds*. Cambridge university press.
- Maeda, S. (1993). Acoustics of vowel nasalization and articulatory shifts in French nasal vowels. In MK Huffman & RA Krakow (Eds.), *Nasals, nasalization, and the velum* (pp. 147-170).
- Ménard, L., Schwartz, J. L., Boë, L. J., Kandel, S. et Vallée, N. (2002). Auditory normalization of French vowels synthesized by an articulatory model simulating growth from birth to adulthood. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(4), 1892-1905.
- Morris, L. G., Mallur, P. S., Roland Jr, J. T., Waltzman, S. B., et Lalwani, A. K. (2007). Implication of central asymmetry in speech processing on selecting the ear for cochlear implantation. *Otology & Neurology*, 28(1), 25-30.
- Mosnier, I., Bebear, J. P., Marx, M., Fraysse, B., Truy, E., Lina-Granade, G., ... & Sterkers, O. (2014). Predictive Factors of Cochlear Implant Outcomes in the Elderly. *Audiology and Neurotology*, 19(Suppl. 1), 15-20.
- Munson, B., Donaldson, G. S., Allen, S. L., Collison, E. A. et Nelson, D. A. (2003). Patterns of phoneme perception errors by listeners with cochlear implants as a function of overall speech perception ability. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113(2), 925-935.
- New, B., Pallier, C., Brysbaert, M. et Ferrand, L. (2004). *Lexique 2: A new French lexical database*. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 36(3), 516-524. <http://www.lexique.org/>
- Nie, K., Barco, A., et Zeng, F. G. (2006). Spectral and temporal cues in cochlear implant speech perception. *Ear and hearing*, 27(2), 208-217.
- Peterson, G. E. et Barney, H. L. (1952). Control methods used in a study of the vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 24(2), 175-184.
- Rødviik, A. K. (2008). Perception and confusion of speech sounds by adults with a cochlear implant. *Clinical linguistics & phonetics*, 22(4-5), 371-378.
- Roman, S., Canévet, G., Lorenzi, C., Triglia, J. M., & Liégeois-Chauvel, C. (2004). Voice onset time encoding in patients with left and right cochlear implants. *Neuroreport*, 15(4), 601.
- Serniclaes, W., Guchteneere, R. D., Secqueville, T., Bachelot, G., Genin, J., Meyer, B. et Chouard, C. H. (1996). Objective evaluation of vowel identification with the Digisonic cochlear implant. *International Journal of Audiology*, 35(1), 23-36.
- Serniclaes, W., Ouayoun, M., De Guchteneere, R., Secqueville, T., Bachelot, G., Genin, J. ... Chouard, C. H. (1998). Objective Assessment of Multichannel Cochlear Implants: Comparison Between Different Strategies for Vowel Recognition. *Acta Acustica united with Acustica*, 84(5), 918-928.
- Serniclaes, W. (2000). La perception de la parole. La parole, des modèles cognitifs aux machines communicantes, 159-190.
- Serniclaes, W. (2007). Le développement de la communication parlée avec implant cochléaire, surdité et langage. *Surdité et langage: prothèses, LPC et implant cochléaire*. Presses universitaires de Vincennes.
- Shannon, R. V., Cruz, R. J. et Galvin, J. J. (2010). Effect of stimulation rate on cochlear implant users' phoneme, word and sentence recognition in quiet and in noise. *Audiology and Neurotology*, 16(2), 113-123.
- Sheffield, B. M. et Zeng, F. G. (2012). The relative phonetic contributions of a cochlear implant and residual acoustic hearing to bimodal speech perception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(1), 518-530.
- Syrdal, A. K., et Gopal, H. S. (1986). A perceptual model of vowel recognition based on the auditory representation of American English vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(4), 1086-1100.
- Tong, Y. C., Lim, H. H. et Clark, G. M. (1988). Synthetic vowel studies on cochlear implant patients. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 84(3), 876-887.
- Tyler, R. S., Preece, J. P., Lansing, C. R. et Gantz, B. J. (1992). Natural Vowel Perception by Patients with the Ineraid Cochlear Implant: Original Paper. *International Journal of Audiology*, 31(4), 228-239.
- Vaissière, J. (2006). *La phonétique. Que sais-je ?* Presses universitaires de France.
- Vaissière, J. (2011). On the acoustic and perceptual characterization of reference vowels in a cross-language perspective. In *Proceedings of the 17th International Congress of Phonetic Sciences (ICPhS XVII)* (pp. 52-59).
- Välilmaa, T. T., Maatta, T. K., Lopponen, H. J. et Sorri, M. J. (2002). Phoneme Recognition and Confusions With Multichannel Cochlear Implants/Vowels. *Journal of speech, language, and hearing research*, 45(5), 1039-1054.
- Välilmaa, T. T., Sorri, M. J., Laitakari, J., Sivonen, V., et Muhli, A. (2011). Vowel confusion patterns in adults during initial 4 years of implant use. *Clinical linguistics & phonetics*, 25(2), 121-144.
- Van Wieringen, A. and Wouters, J. (1999). Natural vowel and consonant recognition by Laura cochlear implantees. *Ear and hearing*, 20(2), 89-103.
- Warren, R. M. (1970). Perceptual restoration of missing speech sounds. *Science*, 167(3917), 392-393.
- Werker, J. F., & Tees, R. C. (1984). Cross-language speech perception: Evidence for perceptual reorganization during the first year of life. *Infant behavior and development*, 7(1), 49-63.
- Xu, L., Thompson, C. S. et Pfungst, B. E. (2005). Relative contributions of spectral and temporal cues for phoneme recognition. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117(5), 3255-3267.
- Xu, L. et Zheng, Y. (2007). Spectral and temporal cues for phoneme recognition in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(3), 1758-1764.
- Zatorre, R. J., Evans, A. C., Meyer, E., & Gjedde, A. (1992). Lateralization of phonetic and pitch discrimination in speech processing. *Science*, 256(5058), 846-849.



PHONAK

Entendre au téléphone avec Advanced Bionics

EASYCALL : la solution de diffusion directe

L'EasyCall est conçu pour **offrir une communication universelle**, discrète et simple avec tout téléphone mobile compatible Bluetooth.

Sans aucun appareil intermédiaire requis, l'EasyCall offre un son de qualité et une compréhension vocale maximale de la parole.



Points clés

- Transmission audio directe bimodale et bilatérale
- Compatible avec tous les téléphones mobiles Bluetooth®, même autres que les smartphones
- Fixation au téléphone, afin d'éviter tout risque de perte ou d'oubli
- Temps de diffusion jusqu'à 10 heures
- Temps de fonctionnement en veille de plus d'une semaine
- Charge via micro-USB

TELEPHONE DECT : solution téléphonique de diffusion directe pour la maison et le bureau

Le téléphone DECT* est un **téléphone sans fil pouvant être utilisé par tout le monde** et qui offre aux utilisateurs AB une option téléphonique simple à domicile ou au bureau. Ne **nécessitant pas de dispositif intermédiaire**, le téléphone DECT est conçu pour améliorer la compréhension de la parole au téléphone.



Points clés

- Transmission audio directe bimodale et bilatérale
- Maximisation de l'intelligibilité de la parole
- Aucun dispositif intermédiaire requis
- Augmentation du volume en un clic (jusqu'à + 15 dB)
- Adapté à toute la famille

Pour pouvoir utiliser ces deux accessoires les utilisateurs de Naída CI existants doivent effectuer une mise à jour logicielle.

* Le seul Modèle compatible avec un Naída CI est le DECT CP1 V2

Effet du bruit environnemental et la dépendance à la nicotine sur l'audition à Beyrouth



1

Résumé

De nombreuses études ont établi une association entre tabagisme et perte auditive principalement chez les sujets travaillant dans un endroit bruyant. L'objectif de cette étude est de trouver une corrélation possible entre dépendance à la nicotine et perte auditive chez les fumeurs vivant dans un environnement bruyant. Nous avons recruté des fumeurs (100) et des non-fumeurs en tant que groupe témoin (100). Ces sujets âgés de 21 à 50 ans vivent dans des zones bruyantes (70-90 dBA), ou calmes du grand Beyrouth. Après avoir répondu à un questionnaire portant sur leur mode de vie et les risques liés au tabagisme et à l'exposition au bruit; chaque sujet a été soumis à une évaluation de l'audition par audiométrie tonale et vocale. L'incidence de la perte auditive a été définie comme la moyenne des sons purs de seuils 2000, 4000 et 8000 Hz supérieure à 25 dB comme niveau d'audition pour chaque oreille. Les fumeurs ont été soumis au **test de Fagerström** afin de déterminer la dépendance à la **nicotine**.

Un échantillon de salive a également été recueilli de chaque sujet pour la détermination de la cotinine, un biomarqueur de l'exposition à la fumée de tabac. Nos résultats ont montré que le tabagisme est associé à la perte d'audition à 8000Hz après l'âge de 40 ans. Ainsi, les fumeurs sont 1,73 fois plus susceptibles d'avoir une perte auditive que les non-fumeurs ($p < 0,05$). Les niveaux de cotinine de salive ont été divisés en trois catégories: groupe 1 (< 15 ng / ml), groupe 2 (16 à 75 ng / ml) et le groupe 3 (76-125 ng / ml). L'incidence de la perte auditive dans chaque groupe a été respectivement de 13%, 16% et 23% ($p < 0,05$). Malgré la différence significative entre les groupes 1 et 3, d'autres études sont nécessaires pour établir une corrélation entre degré de dépendance à la nicotine et perte auditive.

2

Introduction

Le tabagisme demeure la dépendance la plus répandue dans de nombreux pays du monde. Les dommages causés par l'inhalation de substances toxiques provenant des cigarettes ainsi que les autres formes de tabagisme ont été largement rapportés, en particulier la relation entre le tabagisme et les maladies du système cardiovasculaire, pulmonaires et cancer (Messner et Bernhard 2014 ; Underner et al 2015).

Cependant, les recherches concernant la relation entre le tabagisme et la perte d'audition demeurent équivoques (Starck et al 1999, Mizoue et al 2003, Tao et al 2013). Alors que chez les personnes âgées la perte d'audition est commune surtout en raison de la presbycusie comme

un processus normal du vieillissement, la perte d'audition chez les jeunes est moins fréquente et le plus souvent causée par une combinaison de facteurs génétiques et environnementaux (Wilson et al 2012, Mitchell et al, 2012).

Dans ce contexte, la plupart des enquêtes ont été réalisées dans des lieux spécifiques, ciblant les sujets âgés soumis à des bruits à l'endroit du travail, non-environnemental. Le bruit de l'environnement (ou bruit résidentiel) est défini comme le bruit émis par toutes les sources à l'exception de celle du lieu de travail (Yamasoba et al 2013 ; Tao et al 2013).

Les principales sources de ce bruit communautaire sont le trafic, les industries, la construction, les travaux publics du quartier, les générateurs d'électricité (éparpillés dans les quartiers résidentiels en plein air au Liban). Par ailleurs, l'utilisation fréquente de klaxons par les conducteurs, présentent une importante source de pollution de l'environnement sonore à travers le pays et plus particulièrement dans la capitale Beyrouth densément peuplée.

La présente étude vise à examiner, chez les sujets relativement jeunes, l'association entre le bruit ambiant (non professionnel) à Beyrouth et le degré de dépendance à la cigarette sur la perte auditive en utilisant le test de Fagerstrom de la dépendance à la nicotine d'une part (Etter et al 1999) et la mesure des taux de la cotinine dans la salive d'autre part (Etzer 1990, Benowitz 1996).

3

Sujets et méthodes

Sujets et protocole

La population étudiée comprend 200 sujets volontaires des deux sexes âgés entre 21 et 50 ans; 100 fumeurs actuels, et 100 qui n'ont jamais fumé. Ils ont été subdivisés en quatre groupes:

- G1: non-fumeurs vivant dans différentes zones calmes de Beyrouth (n = 50).
- G 2: fumeurs vivant dans les mêmes zones calmes (n = 50).
- G 3: non-fumeurs vivant dans différentes zones bruyantes de Beyrouth (n = 50).
- G 4: fumeurs vivant dans les mêmes zones bruyantes (n = 50).

Tous les sujets ont répondu à un questionnaire comprenant des données personnelles (âge, sexe, taille, poids), lieu de résidence et de travail, le statut tabagique, le nombre de cigarettes fumées par jour, la durée du tabagisme, la dépendance au tabac (Test de Fagerström), ainsi que toutes les activités ou les maladies en relation avec l'audition. Les sujets qui avaient fumé auparavant, mais

Elie EL ZIR



Chahine RAMEZ



Université Libanaise,
Faculté des sciences
Médicales
et Hôpital Al Arz,
Zalka, Liban

Auteur correspondant :

Pr. R. Chahine
Laboratoire Stress
Oxydatif et Antioxy-
dants,
Faculté des Sciences
Médicales,
Université Libanaise,
Campus Hadat - Liban
rmchahin@lb.refer.org
charamez@hotmail.
com
961 1 534165

avaient cessé, les utilisateurs fréquents de téléphones mobiles, les chasseurs, les soldats et les ex-soldats n'ont pas été inclus dans l'étude (pour écarter le traumatisme acoustique comme une cause de la perte auditive), ainsi que des sujets ayant des antécédents liés à n'importe quelle maladie de l'audition.

Les sujets des zones bruyantes sont ceux qui vivent dans des endroits bruyants pendant au moins 20 ans ayant leur domicile et ou leur travail sur une rue principale.

Les sujets des zones calmes sont ceux qui vivent et ou travaillent dans un endroit calme, et n'ont jamais été dans un environnement bruyant plus d'une heure par jour. Les non-fumeurs ont été définis ainsi : ceux qui n'ont jamais fumé, et les fumeurs divisés en trois catégories, à savoir ceux qui ont consommé <10 cigarettes / jour, 10 -20 cigarettes / jour et de 20 à 40 cigarettes / jour.

Évaluation de l'exposition au bruit de l'environnement

Le bruit extérieur environnemental ou communautaire a été utilisé comme paramètre et évalué dans huit points différents de Beyrouth, situés dans les quartiers résidentiels de la population examinée. La mesure de ce genre de bruit a été réalisée avec un compteur de niveau sonore.

Nous avons utilisé à cette fin les valeurs guides de l'OMS pour évaluer les niveaux de bruit mesurés. Les zones bruyantes ont été définies comme les endroits où les fréquences de bruit dépassent en moyenne 65 dBA, et les zones calmes ont été définies comme des endroits où la fréquence de bruit est inférieure à 65 dBA.

Test auditif

Les sujets ont été soumis à un examen otoscopique, avec un dépistage des sons purs par voie aérienne et voie osseuse entre 500 et 8000 Hz. Le niveau de surdité a été défini selon la perte auditive mesurée lors des tests auditifs. Cette perte auditive est exprimée en décibels (dB). Plus l'intensité sonore est élevée, plus la surdité est importante. Ce niveau a été fixé à une valeur supérieure à 25 dB à 1000 et 2000 Hz, et supérieure à 40 dB à 4000 et 8000 Hz. Les tests d'audition ont été réalisés dans une salle insonorisée avec un audiomètre clinique calibré. Les cas cliniques ont été définis comme les sujets dans le quartile de la perte d'audition (à 2, 4 et 8 kHz) pour leur catégorie d'âge, et les contrôles définis comme les sujets dans le tiers inférieur de la distribution. Le taux de prévalence (PR) de la perte auditive avec un intervalle de 95% de confiance (IC) a été calculé pour chaque facteur; une analyse de sous-groupe a ensuite été réalisée. Enfin, une analyse multivariée a été effectuée: une régression logistique avec une perte auditive à chaque fréquence prise comme une variable dépendante et l'âge, le tabagisme et l'exposition au bruit comme variables indépendantes (tableau 1).

Mesure de la cotinine salivaire

La salive a été recueillie pendant 3 min dans un flacon en plastique en début de matinée avant de manger ou de boire. Les échantillons ont été congelés à -20 ° C. La cotinine salivaire a été mesurée par chromatographie en phase gazeuse ayant une limite de détection de 0,1 ng / ml de salive (Blackford et al 2006).

Caractéristiques des groupes vs témoins	Déficiencia à 2 KHz	Déficiencia à 4 KHz	Déficiencia à 8 KHz
Bruit seul			
Oui n=50 (100%)	4 (8.0%)	5 (10.0%)	7 (14.0%)
Non n=50 (100%)	3 (6.0%)	4 (8.0%)	6 (12.0%)
PR [95%CI]; p-value	1.33 [0.31-5.65]; 1.00	1.25 [0.36-4.39]; 1.00	1.17 [0.42-3.23]; 0.77
Tabagisme seul			
Oui n=50 (100%)	3 (6.0%)	5 (10.0%)	9 (18.0%)
Non n=50 (100%)	3 (6.0%)	4 (8.0%)	6 (12.0%)
PR [95%CI]; p-value	1.00[0.21-4.72]; 1.00	1.25[0.36-4.39]; 1.00	1.50[0.58-3.90]; 0.40
Bruit et tabagisme			
Oui n=70 (100%)	5 (7.1%)	11 (15.7%)	16 (22.9%)
Non n=50 (100%)	3 (6.0%)	4 (8.0%)	6 (12.0%)
PR [95%CI]; p-value	1.21[0.27-5.29];1.00	2.14[0.64-7.17]; 0.21	2.17[0.78-6.02]; 0.13
Tabagisme, bruit et âge (40-50 ans)			
Oui n=70 (100%)	7 (10.0%)	14 (20.0%)	22 (31.4%)
Non n=50 (100%)	3 (6.0%)	4 (8.0%)	6 (12.0%)
PR 95%CI]; p-value	1.74[0.43-7.09]; 0.43	2.88[0.89-9.33]; 0.07	3.36[1.25-9.06]; 0.01

Tableau 1 : Exposition simultanée au bruit, au tabagisme, et effet de l'âge sur la déficiencia de l'audition: analyse de sous-groupe

Cotinine Salivaire (ng/mL)	Cigarettes consommés (par 24 h)	Perte auditive (8 KHz)
< 15	< 10	13
16 - 75	10 - 20	16
76 - 125	20 - 40	23 *

Tableau 2 : La perte d'audition en association avec les niveaux de cotinine salivaire et le nombre de cigarettes fumées / jour * p <0,05 par rapport au premier groupe

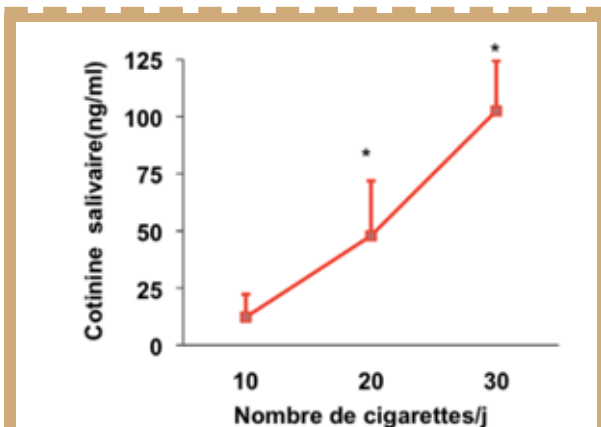


Figure 1 : Corrélation entre le nombre de cigarettes consommées et les niveaux de cotinine salivaire.

4 Résultats et discussion

Une analyse de sous-groupe des 3 facteurs (tabagisme, bruit, âge) est présentée dans le tableau 1. La prévalence la plus basse a été observée chez le groupe de référence des non-fumeurs, non-exposés au bruit, âgés de 21-39 ans (6,0%) et la plus forte prévalence estimée pour les fumeurs exposés au bruit âgés de 40-50 ans (31,0%). Analysés séparément ou de manière combinée, le tabagisme, le bruit et l'âge ne sont pas associés positivement à la perte d'audition, sauf pour la combinaison tabagisme, bruit et âge à 8000 Hz, avec un taux de prévalence de 3,36 [1/25 au 9/6], $p = 0,01$. Les résultats de cette étude suggèrent que les fumeurs de plus de 40 ans (plus de un paquet par jour), qui ont été exposés au bruit communautaire, ont une prévalence accrue de perte auditive.

Dans ce contexte, il y a peu d'études sur les effets combinés du tabagisme et de l'exposition au bruit parmi les sujets jeunes. La plupart de ces travaux, tel que mentionné auparavant concernent le bruit industriel et non le bruit communautaire et ceci partant de la première étude réalisée par Barone et al (1987) concernant l'association entre tabagisme et bruit sur la perte de l'audition ce qui fait l'originalité de notre travail, ajoutons à cela le test de la cotinine qui nous a permis d'introduire le facteur de dépendance à la nicotine. Les trois facteurs combinés pourraient avoir un effet plutôt additif que synergique selon la majorité des sondages réalisées à date.

Notre étude n'est pas en accord avec celle de Nodal et al (2004) qui n'ont pas trouvés d'association entre tabagismes et cotinine dans le sérum. Pourtant cette même équipe avait rapporté une association positive (Cruikshank et al 1998). Par ailleurs, Virokannas et Antonien (1995), Noorhassim et Rampal (1998), Palmer et al (2004), Ferrite et (Santana (2005), ainsi que Ohgami et al (2011) ont observés une corrélation positive entre les trois facteurs mais sans effectuer de dosages biologiques (dosage de la cotinine).

Les résultats que nous avons obtenus grâce au dosage salivaire de la cotinine et qui corroborent biologiquement le test de la dépendance à la nicotine permettent de valider notre hypothèse qui associe le

degré de dépendance à la nicotine et le bruit environnemental à la perte auditive. Il est à mentionner que des substances ototoxiques autre que la nicotine et qui entrent dans la composition chimique de la fumée principale peuvent affecter l'ouïe en combinaison avec l'exposition au bruit, ce qui ouvre une perspective pour des études futures dans ce domaine.

5 Conclusion

Compte tenu des résultats obtenus, le bruit environnemental semble associé de manière dose dépendante à la dépendance au tabagisme conduisant ainsi à une perte auditive à 8000 Hz après l'âge de 40 ans. Il est donc d'une grande importance de donner des conseils objectifs à l'autorité civile et aux citoyens afin de modifier les habitudes tabagiques et ou les conditions environnementales ou de résidence, qui peuvent aboutir à une baisse de l'acuité auditive puis une perte liée à l'âge. Cet état est irréversible et couteux pour les organismes qui couvrent la santé publique.

6 Références

- Barone JA, Peters JM, Garabrant DH, Bernstein L, Krebsbach R. Smoking as a risk factor in noise-induced hearing loss. *J Occup Med* 1987; 29: 741-745.
- Benowitz NL. Cotinine as a biomarker of environmental tobacco smoke exposure. *Epidemiol Rev* 1996; 18: 188-204.
- Blackford AL, Yang G, Hernandez-Avila M, Przewozniak K, Zatonski W, Figueiredo V, Avila-Tang E, Ma J, Benowitz NL, Samet JM. Cotinine concentration in smokers from different countries: relationship with amount smoked and cigarette type. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*. 2006 Oct; 15(10): 1799-804.
- Cruikshanks KJ, Klein R, Klein BEK, Wiley TL, Nondahl DM, Tweed TS. Cigarette smoking and hearing loss: the Epidemiology of Hearing Loss Study. *JAMA*.1998; 279: 1715-1719.
- Etter JF, Duc TV, Perneger TV. Validity of the Fagerström test for nicotine dependence and of the Heaviness of Smoking Index among relatively light smokers. *Addiction*. 1999 Feb; 94(2):269-81.
- Etter JF, Trinh Vu Due, Perneger T. Saliva Cotinine Levels in Smokers and Nonsmokers *Am J Epidemiol* 2000;151:251-8.
- Etzel RA. A review of the use of saliva cotinine as a marker of tobacco smoke exposure. *Prev Med* 1990;19: 190-7.
- Ferrite S, Santana V. Joint effects of smoking, noise exposure and age on hearing loss. *Occupational Medicine* 2005; 55:48-53.
- Messner B, Bernhard D. Smoking and cardiovascular disease: mechanisms of endothelial dysfunction and early atherogenesis. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2014 Mar; 34(3): 509-15.
- Mitchell P, Mok T, Barraclough H, Strizek A, Lew R, van Kooten M. Smoking history as a predictive factor of treatment response in advanced non-small-cell lung cancer: a systematic review. *Clin Lung Cancer*. 2012 Jul; 13(4):239-51.

Score de Fagerstrom	2	4	6	8
Cotinine salivaire (ng/ml)	15.7 ±10.3	29.5 ± 24.2	76.4 ± 27.0	99.8 ± 21.5

Tableau 3 : Relation entre les niveaux de cotinine salivaire et le test de Fagerstrom pour la dépendance à la nicotine



Mizoue T, Miyamoto T, Shimizu T. Combined effect of smoking and occupational exposure to noise on hearing loss in steel factory workers. *Occup Environ Med* 2003; 60: 56–59.

Nondahl DM, Cruickshanks KJ, Dalton DS, Schubert CR, Klein BE, Klein R, Tweed TS. Serum Cotinine Level and Incident Hearing Loss: A Case-Control Study *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004; 130: 1260-1264.

Noorhassim I, Rampal KG. Multiplicative effect of smoking and age on hearing impairment. *Am J Otolaryngol* 1998; 19: 240-243.

Ohgami N, Kondo T, Kato M. Effects of light smoking on extra-high-frequency auditory thresholds in young adults. *Toxicol Ind Health.* 2011 Mar; 27(2): 143-7.

Palmer KT Griffin MJ, Syddall HE, Coggon D. Cigarette smoking, occupational exposure to noise, and self-reported hearing difficulties *Occupational and Environmental Medicine* 2004; 61:340-344.

Starck J, Toppila E, Pyykko I. Smoking as a risk factor in sensory neural hearing loss among workers exposed to occupational noise. *Acta Otolaryngol* 1999; 119:302–305.

Tao L, Davis R, Heyer N, Yang Q, Qiu W, Zhu L, Li N, Zhang H, Zeng L, Zhao Y. Effect of cigarette smoking on noise-induced hearing loss in workers exposed to occupational noise in China. *Noise Health.* 2013 Jan-Feb; 15(62): 67-72.

Underner M, Perriot J, Peiffer G, Meurice JC. Influence of tobacco smoking on the risk of developing asthma. *Rev Mal Respir.* 2015 Feb; 32(2):110-37.

Virokannas H, Anttonen H. Dose–response relationship between smoking and impairment of hearing acuity in workers exposed to noise. *Scand Audiol* 1995; 24:211–216.

Wilson LM, Avila Tang E, Chander G, Hutton HE, Odelola OA, Elf JL, Heckman-Stoddard BM, Bass EB, Little EA, Haberl EB, Apelberg BJ. Impact of tobacco control interventions on smoking initiation, cessation, and prevalence: a systematic review. *J Environ Public Health.* 2012; 2012: 961724.

Yamasoba T, Lin FR, Someya S, Kashio A, Sakamoto T, Kondo K. Current concepts in age-related hearing loss: epidemiology and mechanistic pathways. *Hear Res.* 2013 Sept; 303: 30-8

Zhan W, Cruickshanks KJ, Klein BE, Klein R, Huang GH, Pankow JS, Gangnon RE, Tweed TS. Modifiable determinants of hearing impairment in adults. *Prev Med.* 2011 Oct; 53(4-5):338-42.



Des solutions d'implants auditifs pour tous les types de surdités



SYNCHRONY CI
Système d'implant
cochléaire



SYNCHRONY EAS
Stimulation électrique
acoustique combinée



BONEBRIDGE®
Système d'implant
à conduction osseuse



**VIBRANT
SOUNDBRIDGE®**
Implant d'oreille moyenne

hearLIFE



Solutions auditives implantables

Les systèmes d'implants cochléaires SYNCHRONY sont fabriqués par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit de dispositifs de classe DMIA en cours d'inscription à la LPP. Ils portent le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications des implants cochléaires : décrites dans l'arrêté du 2 mars 2009 (JORF n°0055 du 6 mars 2009) et dans l'arrêté du 30 août 2012 (JORF n°0206 du 5 septembre 2012). Le dispositif d'implant d'oreille moyenne VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est fabriqué par VIBRANT MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le VIBRANT SOUNDBRIDGE® (VSB) est destiné à traiter les patients souffrant de pertes auditives de perception légères à sévères et de pertes auditives mixtes et de transmission après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Le dispositif d'implant actif à conduction osseuse BONEBRIDGE est fabriqué par VIBRANT MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe DMIA non inscrit à la LPP. Il porte le marquage CE (Numéro de l'organisme notifié : 0123). Le BONEBRIDGE est destiné à traiter les patients souffrant de surdité de transmission ou mixte ou souffrant d'une surdité neurosensorielle unilatérale après échec ou inefficacité d'un appareillage conventionnel par voie aérienne ou osseuse. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 04/2015. VIBRANT MED-EL Hearing Technology 400, avenue Roumanille, Bât. 6 - CS 70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex, Tel : +33 (0)4 83 88 06 00 Fax : +33 (0)4 83 88 06 01



Etudes

Appareillage avec amplification étendue aux fréquences aiguës

**Monika
BAUMANN**



Hörgeräteakustiker-
Meisterin
Audioprothésiste
pédiatrique
Conseillère
« Audiologie »

Traduction :
Ahsen Enderle-Ammour

Depuis plusieurs années, l'industrie des prothèses auditives conventionnelles dispose d'appareils intégrant des écouteurs modernes dans le conduit auditif (RIC/RITE) et ayant une bande de fréquences allant jusqu'à 10 kHz. Des recherches sur des sujets normaux-entendants ont montré que la gamme de fréquences et sa transmission sans résonance sont des facteurs essentiels à la qualité sonore du timbre de la parole ou de la musique. Les avantages que peut en tirer le malentendant dépendent du seuil de perte de son audition et du gain fréquentiel choisi. La question est donc de savoir si rendre audibles des fréquences au-dessus de 5-6 kHz peut contribuer à une meilleure acceptation de la prothèse auditive. Par ailleurs, il est important de découvrir quel apport en audibilité/amplification conseiller. En outre, quel est le bénéfice pour l'intelligibilité de la parole et est-ce que l'application de la compression de fréquences est supérieure au procédé d'une amplification directe des éléments vocaux ? Il faut prendre en considération le risque d'un refus de l'appareillage dû à une perception trop exagérée, à des dissonances ainsi qu'à une sonie plus désavantageuse dans une ambiance complexe.

1

Qualité de la transmission sonore de la parole et de la musique

Chez les sujets jeunes, l'audition normale s'étale de 20 Hz à 20000 Hz. Toutefois, cette gamme se réduit lentement et de façon inaperçue dans les fréquences aiguës dès l'âge adulte. Des études concernant la qualité du timbre de la parole et de la musique ont démontré que les appareils, ayant une bande de fréquences de 55-16.854 Hz, assurent la meilleure transmission possible pour les normaux-entendants (Tan, Moore & Zacharov). De plus, une courbe de réponse présentant un domaine de fréquence dénué de toute résonance est essentielle. Une modification de 1-2 dB dans le spectre de fréquences suffit à être reconnue comme un changement de timbre. Une courbe de réponse à plusieurs pics de résonance de +/- 5 dB, comme celle trouvée pour les appareils à contour d'oreilles ou pour les écouteurs de moindre qualité, est évaluée négativement par les personnes à audition normale. Une augmentation des pics de résonance influence la perception du timbre du son. Cet effet (nommé timbre) est utilisé pour différencier les différents instruments de musique.

La qualité de la transmission du son des aides auditives est un facteur essentiel de satisfaction pour le malentendant (Kochkin, 2005). La largeur de la bande de fréquences est l'un des facteurs primordiaux de la qualité du son perçu.

Toutefois, les études menées sur la qualité du timbre d'un son n'ont pris en compte que les différences entre 2-5/6 kHz.

La combinaison d'appareils auditifs RIC/RITE et d'une technologie audiolinguistique moderne permet d'apprécier une

2

Bénéfice d'une bande passante élargie vers les hautes fréquences dans le silence

meilleure qualité des appareils auditifs : l'élargissement de la gamme de fréquences jusqu'à 10 kHz, sans pic de résonance et sans employer le tube acoustique tout en positionnant l'écouteur externe de l'appareil dans le conduit auditif contribue à ces bonnes conditions.

Généralement, une perception globale de tous les sons vocaux contribue à une meilleure intelligibilité de la parole. Les fricatives, appelées communément spirantes, comprennent des sons tels que /s/, /f/, /ch/, /tz/ et /ch/ avec un spectre particulier, situé dans les fréquences aiguës. La voix de l'homme et de la femme ont typiquement un spectre de fréquences différent. Chez la femme, l'énergie spectrale maximale se situe à env. 9 kHz. Le /s/, par exemple, se situe chez les hommes dans une gamme de fréquences de 5-6 kHz, alors que chez la femme, pendant une locution continue, il présente une énergie maximale entre 6,3-8,8 kHz (Stelmachowicz, 2001). Dans certaines langues, les consonnes à hautes fréquences ont une signification grammaticale particulière. En anglais, par exemple, certaines plurielles se distinguent du singulier en collant simplement un « s » à la fin du mot. (Par ex.: cat/cats). De cette façon, sa perception sonore assure le succès de son intelligibilité.

La perception de ces sons vocaux est essentielle pour le développement de l'apprentissage de la parole chez les enfants. De nombreuses études ont montré que l'amplification directe ou par compression de fréquences hautes vers des basses, assurant une audibilité des fréquences aiguës de la parole, profite d'une façon significative au développement de la parole et de la reproduction vocale chez les enfants malentendants. Les enfants ayant une perception optimale de la parole montrent un taux de réussite significatif dans l'acquisition de nouveaux mots (Pittmann et al., 2008).

Les adultes avec une perte auditive acquise sont en mesure, en cas de manque de perception, de combiner les informations avec le contexte des mots à travers le savoir et le vocabulaire dont ils disposent. Dans le silence, un gain possible d'intelligibilité est lié à la perte auditive. En moyenne, seulement 5-6% d'amélioration de l'intelligibilité de la parole, par rapport à un appareillage standard, ont été atteints dans le cadre d'un test vocal usuel s'appuyant sur une audibilité concrète des fréquences allant jusqu'à 7 kHz. Selon les cas, on peut enregistrer un gain d'intelligibilité allant jusqu'à 27% au delà des valeurs standards (Hornsby&Rickets, 2006). En général, le succès attendu avec un appareillage semble être plus grand dans le cas d'une perte auditive à courbe plate que dans le cas où les pertes dans les aiguës sont plus prononcées.

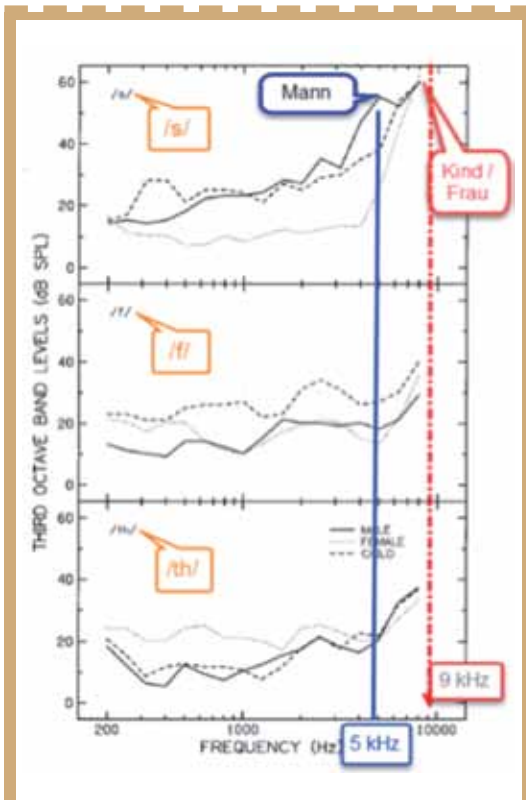


Figure 1 : Distribution spectrale d'énergie du son /s/ chez les femmes, les hommes et les enfants (Stelmachowicz et al. 2001)

1. Dans des pertes auditives légères à moyennes, la préférence est accordée à la bande de fréquences élargie aux hautes fréquences plutôt qu'à une bande étroite ou à la compression de fréquence non-linéaire. Les sujets ayant une perte auditive plate (parallèle à la courbe normale) ont préféré, de manière significative, la bande élargie aux hautes fréquences.
2. Les sujets ayant des pertes de plus en plus prononcées dans les aigus, ont sélectionné la compression de fréquences non-linéaire plutôt que la bande restreinte ou que la bande élargie vers les hautes fréquences.
3. Dans le cas de l'appareillage individuel, les sujets ont presque toujours choisi un traitement du signal pouvant garantir une bande de fréquences la plus large possible et ayant le moins de distorsions spectrales possibles. De ce fait, lors de la vérification REM, la fréquence de départ la plus haute et le facteur de compression le plus faible ont été choisis. Ceci a influencé la décision à prendre entre la bande élargie aux hautes fréquences et la compression de fréquences non-linéaire.
4. Une fois l'audibilité établie dans la bande élargie aux hautes fréquences, la sensation sonore augmente au quotidien. Une réduction du gain acoustique dans le domaine de fréquences au dessous de 3 kHz, a mené à un équilibre de la sensation sonore.

3

Audition directionnelle et orientation dans l'espace

Pour des pertes auditives de perception de plus de 60 dB HL dans les aigus, une audibilité des sons vocaux due à une amplification directe dans la gamme des hautes fréquences n'est, jusqu'à présent, ni techniquement réalisable ni démontrée avec succès dans des examens audiologiques. Dans ce genre de surdités de l'oreille interne, l'analyse spectrale et temporelle de la cochlée montre que cette dernière est de plus en plus endommagée. De plus, dans le cas d'une perte auditive progressive, des « régions mortes » (dead regions en anglais) ou des régions où les cellules ciliées internes de la cochlée sont endommagées peuvent apparaître. De ce fait, une perception différenciée des fréquences n'est plus garantie.

Brennan et al. (2014) ont effectué une comparaison exhaustive entre les avantages du transfert de fréquences dans une bande restreinte à 5 kHz et dans une bande élargie jusqu'à 10 kHz et enfin ceux d'une compression de fréquence non-linéaire NLFC en relation avec la perte auditive. Dans cette étude la préférence des adultes et enfants malentendants pour chaque procédé a été prise en considération. L'équipe de recherche est parvenue aux résultats suivants :

L'ouïe de l'homme lui garantit une audition directionnelle avec une exactitude de trois degrés : de face et dans le plan horizontal. Cette capacité nécessite des informations sur les signaux sonores enregistrés par les deux oreilles. De là seront produites et évaluées, dans le domaine temporel (ITD: Interaural Time Difference) et dans le domaine du niveau de la pression sonore (ILD: Interaural Level Difference), ce que l'on appelle les différences interaurales, mais également d'autres différences comme « l'onde primaire ».

Lorsque les différences temporelles ITD sont appliquées, en particulier dans le domaine des fréquences graves pour la localisation de la source sonore, les différences entre les deux oreilles du niveau de pression sonore ILD deviennent importantes dans le domaine des fréquences aiguës, au dessus de 1000 Hz. La localisation est encore plus précise à travers le traitement des différences complexes des modèles dans la pente de la courbe des variances du niveau de pression sonore des signaux interauraux. Dans des situations acoustiques quotidiennes avec des sources sonores multiples et des signaux complexes à bandes de fréquences larges, toutes les différences interaurales contribuent à analyser la direction de la source sonore.

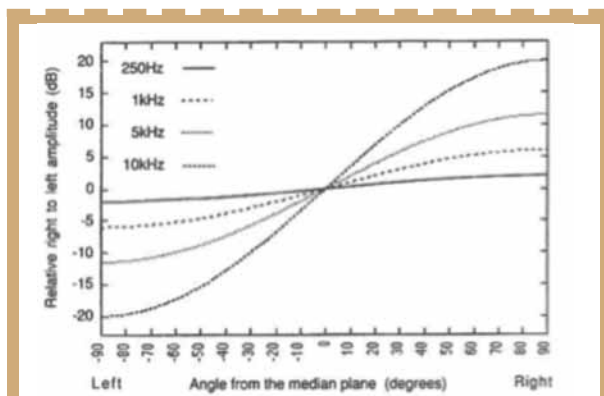


Figure 2 : Différences relatives de niveau Interaural ILD relative-ment présentés pour l'oreille droite par rapport à l'oreille gauche pour diverses fréquences (C. Feilding. CONFÉRENCE 008 audience III. College of Santa Fe auditif Theory)

Comme l'illustre le diagramme ci-avant les différences interaurales du niveau de la pression sonore ILD sont clairement plus élevées dans les hautes fréquences. Avec un écart de 0 degré, des différences sont déjà décelables pour 10 kHz dans le plan médian avant. Ces différences sont nettement plus faibles pour 5 kHz. Avec une audibilité défaillante dans les fréquences au dessus de 5 kHz, il faut s'attendre à ce que la perception de direction et, de ce fait, la localisation de la source sonore dans le plan médian avant soient entravées.

L'appareillage avec des appareils auditifs non-linéaires a généralement pour conséquence un changement des différences interaurales du niveau de pression sonore ILD ; ceci est dû au fait que les signaux acoustiques d'entrée les plus faibles sont plus amplifiés que les plus forts. Plus la différence entre les deux oreilles est importante, plus l'effet de la compression est probable. Ceci a été reconnu de longue date par les fabricants. Dans leurs appareils de haute technologie et à communication sans fil, ceux-ci ont conservé et fixé, dans le signal de sortie, pour un domaine de fréquences important, les différences du niveau de pression sonore détectées au niveau des microphones.

Rétablir convenablement la localisation d'une source sonore dans un appareillage auditif permet de s'orienter dans l'espace, de distinguer les sources sonores et, de cette manière, de comprendre la parole et d'être moins fatigué dans des situations acoustiques quotidiennes, où les sources sonores, provenant de différentes directions, se superposent. Cet effet est nommé « bénéfice spatial » (de l'anglais : spatial benefit) et peut être mesuré et validé techniquement (J.B.Ahl-strom et al., 2009).

L'écoute directionnelle et, de ce fait, le bénéfice spatial pour l'écoute et l'intelligibilité de la parole dans le bruit peuvent être mieux rétablis. Cela s'effectue au moyen d'une bande de fréquences élargie jusqu'à 10 kHz et en maintenant les différences du niveau sonore dans le signal de sortie des appareils auditifs, qui, munis d'un système de communication sans fil et bien ajustés, agissent comme des appareils bilatéraux.

4

Bénéfice d'une bande élargie vers les hautes fréquences dans le bruit

Divers facteurs influencent le succès d'un appareillage dans le cas d'un port de l'aide auditive au quotidien, et ce, toute la journée. Étant donné que le quotidien et l'environnement ambiant sont très liés au mode de vie individuel, l'appareillage devient de plus

en plus exigeant avec un style de vie actif et une utilisation accrue d'une multitude de moyens de communication. La tolérance du bruit ambiant, de la capacité de localisation et de l'intelligibilité de la parole dans des situations acoustiques variables jouent un rôle central dans la maîtrise optimale du mode de vie standard et actif.

Même si la comparaison de deux paires différentes d'aides auditives, dans un essai en laboratoire, n'a pas donné des résultats variés en % d'intelligibilité ou de SNR, cela ne signifie pas que ces appareils seront pareillement acceptés et portés avec le même succès. Pour des pertes auditives similaires, les variantes interindividuelles dans le traitement et la tolérance du bruit environnant, peuvent compromettre le succès.

Comme bon indicateur, le « niveau de bruit acceptable » (Acceptable Noise Level - ANL Test en anglais) a montré son efficacité concernant l'acceptation des appareils auditifs (Nabelek et al. 2006). Le procédé du test consiste à déterminer, sans fatigue et sans grand effort d'attention, les valeurs MCL d'un signal vocal continu en présence d'un bruit à bande large, ayant un niveau de pression sonore le mieux accepté (BNL). La différence entre MCL et BNL donne la valeur de ANL (MCL-BNL=ANL). Plus la valeur ANL est petite, plus la personne tolère un niveau de bruit élevé pendant qu'elle écoute un texte émis à un volume sonore normal. Cette valeur est relativement facile à déterminer. La valeur ANL, sans appareil auditif, peut servir d'indicateur pour le succès attendu quant au port des appareils au quotidien.

L'appareillage avec des aides auditives ayant une bande de fréquences élargie à 10 kHz, mène, selon des études récentes distinctes, à une amélioration conséquente des valeurs ANL. L'audibilité dans le domaine des hautes fréquences étant atteinte par un réglage des appareils qui prend en compte une perception sonore globale, il est alors possible d'améliorer les valeurs ANL de -1,1 en moyenne, avec une extension de fréquences audibles de 6 kHz à 9 kHz (Peeters et al. 2011). En combinant la suppression du bruit, le système de mise en évidence de la parole et les microphones directionnels, il était possible de réduire de manière significative les valeurs ANL. L'acceptation des aides auditives au quotidien dans un milieu bruyant a été attestée par des questionnaires et l'enregistrement des données et était en concordance avec les valeurs optimisées ANL. La combinaison de la suppression du bruit à haute définition avec la bande de fréquences élargie a été efficace. Le système de mise en évidence de la parole et la directionnalité ont eu un effet positif mais moindre.

5

Procédé d'appareillage avec un domaine de fréquences élargi

Test audiométrique précis jusqu'à 10 kHz

Concernant les bases du réglage des appareils auditifs, plus les mesures du seuil de la perte auditive sont exactes, plus un appareillage avec un domaine de fréquences élargi et une audibilité assurée jusqu'à 10 kHz est facile à entreprendre. La mesure des seuils audiométriques avec un audiomètre, malgré le calibrage exact du casque ou des écouteurs insert, varie énormément. Les différences individuelles de l'oreille et du conduit auditif influencent le niveau de pression sonore SPL, qui décrit le seuil de perte auditif atteignant effectivement le tympan, non seulement chez les enfants mais aussi chez les adultes. Les écarts dépendent des fréquences et s'accroissent avec les hautes fréquences dans le casque. L'écouteur est nettement plus exact, car les écarts individuels sont déterminés uniquement par sa position dans le conduit auditif et le volume rési-



duel. Une simple mesure RECD (Real-Ear-to-Coupler-Difference en anglais) peut éliminer les inexactitudes.

Une autre solution probante, afin de réduire les imprécisions lors de la mesure du seuil dans le domaine des hautes fréquences, est le test de mesure avant l'appareillage avec la prothèse auditive. Les écarts des valeurs SPL du seuil de perte auditive atteignant la membrane tympanique seront clairement réduits, car l'écouteur RIC/RITE est placé tel que la prothèse sera portée. Certains fabricants proposent cette possibilité. Dans des conditions particulières, ces valeurs peuvent être extrapolées en dBHL pour être utilisées comme valeurs du seuil auditif dans les mesures in-situ. Elles doivent être marquées comme « mesures avec l'insert » pour le réglage des appareils.

Pour les mesures du seuil à 10 kHz ou plus, l'audiomètre doit disposer d'un domaine de mesures de fréquences élargi et de périphériques adaptés aux hautes fréquences.

Appareillage dans un domaine de fréquences jusqu'à 10 kHz

Dans l'appareillage avec aide auditive, on utilise des formules afin de calculer l'amplification fréquentielle nécessaire au réglage des prothèses, et cela en employant les valeurs du seuil de perte de l'audition. En plus des formules d'amplification (NAL—NL1, DSLm5 et NAL-NL2) développées scientifiquement par les équipes de recherche du National Acoustic Laboratories en Australie et de l'Université of Western Ontario au Canada, les fabricants mettent à la disposition des spécialistes des formules spécifiques. Le succès de l'appareillage au moyen des formules peut être contrôlé et ajusté en employant les mesures in-situ. Les formules de réglage des fabricants ne peuvent se prêter au contrôle ou à un ajustement individuel, car ils ne disposent pas d'un équipement de mesures in-situ. Mais un spécialiste expérimenté peut arriver à juger, avec ces formules, l'audibilité recherchée.

En regardant de près les formules d'amplification, on remarque rapidement que DSLm5 ne livre que des résultats jusqu'à 6 kHz et NAL-NL2 jusqu'à 8 kHz. Dans un premier temps, NAL-NL2 apparaît mieux adaptée pour un appareillage avec un domaine de fréquences élargi. Des études ont cependant montré que la bande de fréquences où l'audibilité est effective pour les différents niveaux de sortie de l'appareil auditif, est plus large en utilisant DSLm5 que NAL-NL2. Ceci est valable pour les enfants et les adultes (Earl E. Johnson, 2013).

Les connaissances pour un appareillage avec un domaine de fréquences élargi, ne sont pas prises en compte dans les formules d'amplification. De plus, la sensation sonore du volume de la parole, générée par l'extension du domaine de fréquences audible au dessus de 4 kHz, augmente (somme de correction physiologique cochléaire avec une stimulation simultanée de plusieurs bandes critiques). DSLm5 livre plus d'audibilité pour la perception de la parole que NAL-NL2. NAL-NL2 génère arithmétiquement plus de sensation sonore dans les signaux quotidiens à bande large chez le malentendant comparé à chez une personne à audition normale (Earl E. Johnson, 2013).

$$\text{Valeur en sonie} = 10^{\left[\frac{\text{Valeur en dB(A)} - 28\text{dB}}{33,22 \text{ dB}} \right]}$$

Figure 3: Formule de calcul de la perception sonore en sonie mesurée dB (A) pour personne normo-entendante

Attention: La formule utilisée pour calculer la perception de sonie (Fig. 3) provient du domaine « protection contre le bruit » et ne prend pas en considération les changements et les besoins d'amplification suscités par la perte auditive.

On peut supposer qu'une extension du domaine de fréquences, au delà de fréquences habituelles 4-5kHz, va accroître la sensation sonore pour les personnes concernées à cause de la sommation de cette sensation. Ceci doit être pris en compte pour l'appareillage. Seule une formule d'amplification issue de la recherche donne des valeurs jusqu'à 10 kHz et tente d'explicitier le phénomène de totalisation de la sensation sonore de sommation: CAMEQ-HF (Moore et al. 2010). Cette formule générique est issue du développement continu de l'appareillage CAM-Fit au Royaume Uni, par le groupe de recherche de Brian Moore à l'Université de Cambridge. Elle n'est pas proposée parmi les formules d'amplification des fabricants d'appareils, ni parmi celles des fabricants des équipements in-situ. Seul le fabricant canadien AUDIOSCAN (distribué en Europe par AURITEC), propose au choix, dans le menu de l'appareil, les anciennes formules CAMEA et CA CAMREST. Malgré cela, la comparaison des valeurs d'amplification délivrées par NAL-NL2 et CAMEQ2-HF (Fig. 4 et 5), peut être utilisée comme point de départ de la recherche sur l'appareillage avec bande de fréquences élargie à 10 kHz.

TABLE 1. Participant identifier, age, gender, the test ear, whether the participant had previous experience with hearing aids, and audiometric thresholds of the test ear (in dB HL)

Participant Identifier	Age (Yrs)	Gender	Ear	Hearing Aid Experience	Frequency (kHz)											
					0.125	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	3	4	6	8	10
P1	66	M	L	Y	20	20	25	35	40	40	45	60	65	65	65	65
P2	74	M	R	N	20	15	20	20	20	25	25	35	35	60	50	55
P3	67	M	L	N	4	6	8	14	10	18	28	38	46	46	58	62
P4	71	M	L	Y	15	15	25	30	25	40	45	45	55	55	55	55
P5	63	F	L	N	0	0	5	5	5	20	35	35	35	35	30	30
P6	73	M	R	Y	30	30	35	45	50	50	55	65	70	65	65	65
P7	69	F	R	N	20	15	15	15	20	20	30	25	40	40	50	65
P8	76	M	R	N	30	30	25	25	25	25	40	35	55	55	65	65
P9	66	M	L	Y	15	10	15	25	25	20	40	80	80	75	80	85
P10	66	F	R	N	20	15	10	10	10	15	20	35	45	60	65	70
P11	72	M	L	Y	5	5	10	10	15	15	20	25	30	50	70	80
P12	64	M	R	N	15	15	15	15	20	30	30	50	45	65	65	70
P13	69	F	R	Y	15	15	35	40	45	50	55	60	70	80	80	90
P14	63	M	R	N	25	15	5	10	15	22	30	40	45	65	85	90
P15	54	M	R	N	15	20	25	28	30	22	70	28	54	72	66	72

Figure 4 : Table de pertes auditives de 15 personnes, utilisées pour comparer les valeurs finales REIG dans la figure 5.

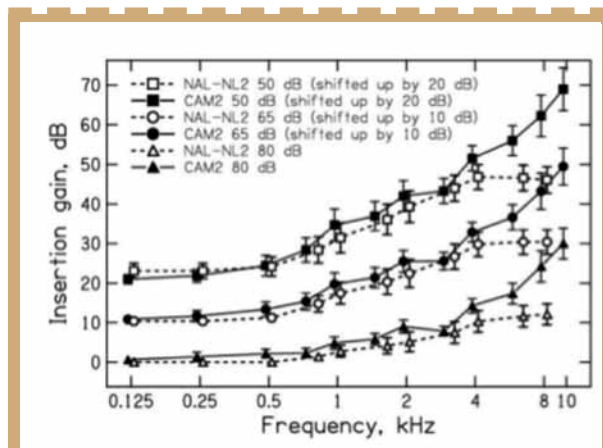


Figure 5 : Comparaison des valeurs REIG de NAL-NL2 et de CAMEQ-HF pour différents niveaux d'entrée de la parole (50 dB, 65 dB, 80 dB). Attention: par souci de lisibilité les valeurs d'amplification pour 65 dB et pour 80 dB ont été décalées respectivement de 10 dB et 20 dB vers les valeurs supérieures!

Pour le succès de l'appareillage, ces rapports sont à prendre en compte. Ceci crée clairement un dilemme et pousse l'acousticien (audioprothésiste) à s'orienter inhabituellement dans l'appareillage et aller au delà du standard usuel pour assurer une audibilité effective des hautes fréquences.

6

**Description d'un cheminement possible :
Procédé du choix de l'appareil,
appareillage et contrôle d'efficacité**

Choix de l'appareil

Par expérience, pour une décision quant à l'amplification et l'audibilité des hautes fréquences des signaux vocaux ou autres, il faut considérer plusieurs choses : degré de la perte auditive et forme de celle-ci, choix de la forme de l'appareil (RIC, intra, contours d'oreilles), possibilités de liaison à l'oreille (dôme ou embout), vérification en mesures in-situ et possibilités d'un contrôle d'efficacité.

De préférence, le degré de la perte auditive et la courbe de perte doivent être, autant que possible, parallèles à la normale et montrer une surdité moyenne maximale ne dépassant pas 60 dBHL à partir de 4 kHz. Si la perte d'audition est mesurée avec un casque, une mesure de type audiogramme in-situ sur la prothèse fournira des résultats plus exacts. Si la perte auditive est extrême et que l'on constate pendant l'anamnèse que l'audibilité de la parole dans les hautes fréquences est nécessaire, le choix de l'appareil doit inclure le procédé de la compression de fréquences.

Dans un appareillage à domaine de fréquences élargi, la décision concernant le choix des appareils selon les informations du fabricant, pousse à prendre des prothèses telles que RIC/RITE et/ou une prothèse à deux écouteurs (actuellement ils sont connus seulement comme écouteur Clear-Band), ou éventuellement un appareil intraauriculaire.

Pour la liaison de l'appareil à l'oreille, il est important de penser à un embout individuel sur mesure (également pour les systèmes RIC/RITE), qui va prendre une bonne position, bien définie, dans le conduit auditif et assurer une meilleure propagation du son. De plus, l'effet Larsen est plus stable dans un appareillage avec embout ouvert. La décision d'utiliser un dôme ou un embout doit être prise en commun avec la personne concernée.

Le choix étant déterminé, l'appareillage avec un domaine élargi aux hautes fréquences exige, dans tous les cas, l'emploi de mesures in-situ.

Appareillage avec mesure in-situ/REM

Comme évoqué précédemment, l'audibilité recherchée des hautes fréquences ne peut être évaluée qu'au moyen de la mesure percentile du niveau du signal de sortie de l'appareil auditif.

Le nouvel équipement Verifit2 d'Audioscan, Canada, permet de faire des mesures in-situ directement à l'oreille du malentendant ou de la simuler jusqu'à 12 kHz dans le boîtier de mesures acoustiques. Dans ce boîtier acoustique, on ne peut utiliser que le nouveau coupleur 0,4 cm3 HA1 et la mesure RECD à bande large jusqu'à 12 kHz. Les appareils RIC/RITE peuvent être testés facilement au moyen du nouvel adaptateur TRIC et ainsi permettre une mesure bilatérale simultanée (Fig. 6).

Les mesures in-situ suivantes ont été faites avec l'équipement Verifit2. Verifit2 calcule, à partir de la perte auditive et des indications sur les périphériques employés (casque, écouteur/insert avec un bouchon mousse ou avec un embout individuel sur mesure), le niveau du seuil de perte en dB SPL atteignant la membrane tympanique et le transforme graphiquement dans un graphe SPL-o. Le niveau de sortie in-situ mesuré devant le tympan du porteur de la prothèse auditive sera reporté en dB SPL dans le graphique, en rapport avec la perte auditive. De la sorte, l'audibilité dans le

domaine des hautes fréquences sera évaluée indépendamment de leurs valeurs initialement recherchées.

Pour le pré réglage des appareils auditifs, il est conseillé, si possible, de choisir la formule DSLm5 proposée par le fabricant, et ce à fin d'exploiter, pour un réajustement précis, l'amplification obtenue dans une bande de fréquences la plus large. Dans tous les cas, le test de l'effet Larsen doit faire partie du pré réglage afin de confirmer le choix de la liaison de l'appareil avec l'oreille (dôme ou embout). Ceci détermine, si un réajustement plus précis de l'amplification dans les fréquences hautes est permis ou déjà très restreint suite au pré réglage de l'amplification.



Figure 6 : Module du coupleur bilatéral avec la fonction de connexion rapide, le coupleur 0,4cm3 HA1 et l'adaptateur noir TRIC pour les systèmes RIC/RITE (Audioscan, Canada / AURITEC, Allemagne)

Appareillage au moyen de mesure in-situ et ISTS utilisant l'analyse percentile

Les tubes des sondes doivent être placés près du tympan à env. 3-5mm pour assurer une mesure sans fautes dans les fréquences aigues jusqu'à 12,5 kHz. Ceci peut être contrôlé à l'aide de la mesure REUG en employant le son sinusoïdal ou la mesure WRECD (avec Verifit2).

Le réajustement du réglage pour une meilleure audibilité s'effectuera alors avec la mesure in-situ à l'oreille de la personne appareillée. L'expérience pratique a montré, comme déjà montré clairement dans la comparaison de NAL-NL2 avec CAMED-HF, que l'amplification doit être augmentée pour atteindre une bonne audibilité. Il est conseillé, dans de multiples études, de réduire l'amplification et, ce faisant, le niveau de sortie de 1-3 dB dans les fréquences au dessous de 3 kHz par rapport à l'amplification obtenue par la Formule DSLm5 ou dans le cas contraire obtenue par l'ancien appareillage, afin d'assurer un bon équilibre de la sensation sonore. Le plus important étant de préserver l'audibilité.

Dans les établissements de santé, au vu des longs délais d'attente pour obtenir un rendez-vous pour un appareillage, les procédures suivantes sont à suivre :

1. Contrôle et réajustement du niveau de sortie maximal (cf. recommandations EUHA).
2. Mesure de l'appareil auditif pré réglé avec 65 dB ISTS pour la parole normale.
3. Réglage plus précis des valeurs DSLm5 (ou NAL-NL2) en choisissant le canal de tous les niveaux d'entrée du domaine de



fréquences à réajuster et régler avec 65 dB vocal/ISTS sur la valeur fixée initialement. À partir de là, les gains d'amplification pour tous les niveaux de sortie dans le canal correspondant seront modifiés simultanément.

4. Assurer l'audibilité par un appareillage dans le domaine des hautes fréquences, afin que la courbe LTASS de la mesure percentile pour les fréquences supérieures à 4 kHz soit maintenue au delà de la perte auditive. L'écart dépend des possibilités du réajustement. Définition générale: La fréquence limite la plus élevée dans l'audibilité est décrite par l'intersection de la courbe LTASS avec celle de la perte auditive (Moore et al. 2010, Peeters et al. 2011, Earl E. Johnson, 2013).
5. Plus la limite supérieure de la fréquence du domaine audible de la parole est atteinte (LTASS 65 dB), plus la compensation de la sensation nouvellement acquise par une réduction du gain dans au dessous de 3 kHz devient importante. De nouveau, il est

conseillé de choisir le canal complet dans le logiciel de l'appareillage et donc avec tous les niveaux d'entrée correspondants.

6. Contrôle de l'audibilité de la parole silencieuse avec ISTS à 50 dB.
7. Contrôle de l'audibilité de la parole forte avec ISTS 80 dB selon la recommandation EUHA. Dans Verifit2, la modification de la courbe de réponse n'a pas d'effet sur la perception naturelle de celle-ci. Celle-ci délivre dans les fréquences moyennes un niveau sonore de 80 dB, mais ne présente dans son niveau global que 75 dB, car les fréquences graves et les fréquences aiguës dans une parole forte ne doivent pas être relevées comme dans le spectre médian. Verifit2 reflète aussi bien que possible dans les mesures la réalité de tous les jours. Les valeurs du gain d'amplification de DSLm5 s'orientent également vers les effets d'effort vocal (en anglais: vocal effort). C'est pour cette raison que les résultats obtenus pour la parole forte sont testés avec ISTS/75 dB.

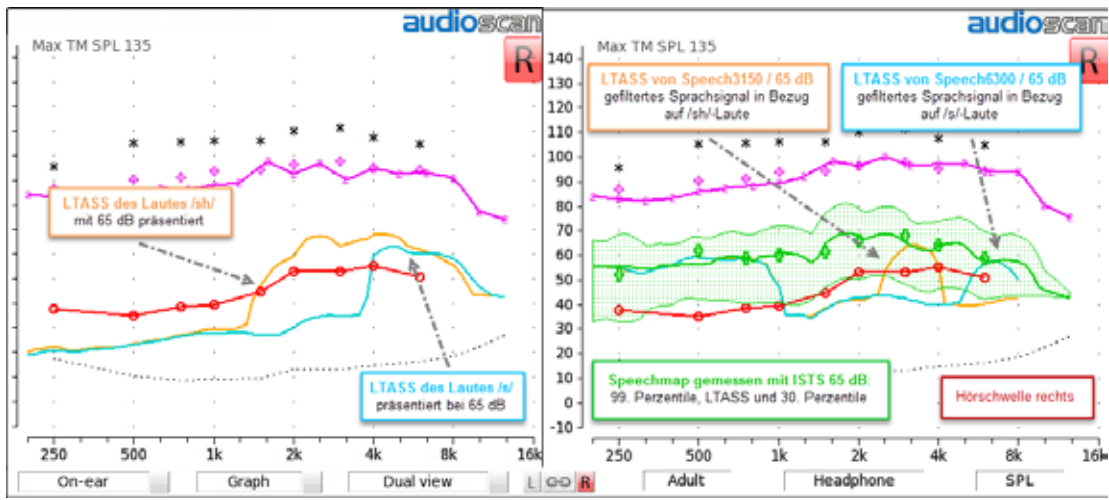


Figure 7 : Comparaison de l'audibilité/du niveau de sortie des sons vocaux:/s/et/sh/ avec les résultats des mesures faites avec les sons vocaux filtrés Speech3150 (en prenant /sh/) et speech6300 (en prenant /s/ avec une bande élargi aux hautes fréquences à trave

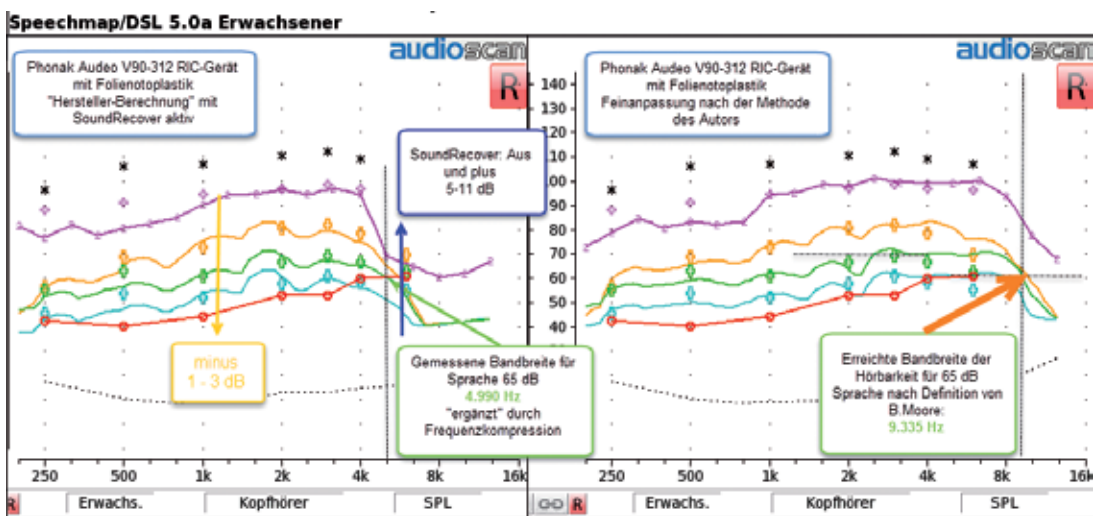


Figure 8 : Widex D-4m-CB avec le réglage du fabricant (à gauche) et réajustement plus précis avec une bande de fréquences large en utilisant un embout standard. Remarque: nous avons démontré que la perte dans les 6 kHz est due à la résonance causée par la longueur du tube auditif de la personne appareillée.

8. L'appareillé doit faire part son impression générale sur le timbre et l'intensité de ses prothèses. Une réduction de l'amplification globale pour une meilleure acceptation est parfois nécessaire.

Vérification et conseil en relation avec l'audibilité des sons vocaux aigus à l'aide de signaux spéciaux

Selon notre expérience dans la mesure REM avec un signal ISTS, l'appareillé ne peut que difficilement juger et tirer des conclusions différenciées sur sa capacité à entendre réellement tous les sons vocaux à hautes fréquences. En effet, il s'agit là d'un signal non naturel et expressément inintelligible. À cela, il faut ajouter que l'analyse percentile du signal ISTS ne peut à elle seule garantir subjectivement ou objectivement l'efficacité de la transposition de fréquences de façon précise. C'est pourquoi les fabricants d'instruments de mesure incitent aujourd'hui à pratiquer des mesures avec des sons vocaux /s/ et /sh/, qui, calibrés, peuvent être présentés au moyen d'un haut-parleur et devenir ainsi mesurables. C'est le cas d'AudioScan (Verifit et Axiom), qui, en plus de ces sons vocaux, offre des signaux vocaux filtrés pour tester le 1/3 de la bande d'octave dans la parole (Speech3150, Speech4000, Speech5000 et speech6300). Ces tests permettent de faire des investigations sur l'audibilité des sons vocaux dans leur domaine de fréquences respectif et sur leur représentation concrète au niveau sonore choisi de la parole émise, et ce de manière continue grâce au haut-parleur. Les résultats de ce test sont beaucoup plus précis car les sons de la parole émis d'une façon continue par le haut-parleur sont moins intenses que ceux calibrés et présentés sans contexte (Fig. 7 et 8).

À l'aide des sons singuliers /s/ et /sh/, on peut expliquer à la personne concernée, que l'audibilité ne provient pas uniquement de la courbe de seuil audiométrique, mais également de sa réaction subjective à l'image sonore. Le réajustement du gain acoustique effectif, pouvant être aussi bien délivré par une amplification directe que par transposition de fréquences, est plus précis avec les tests des signaux filtrés.

Contrôle du succès de l'appareillage avec un domaine élargi aux hautes fréquences

Les procédés habituels pour contrôler le succès de l'appareillage (ex.: le test monosyllabique de Fribourg – Allemagne, HSM et test vocal de Göttingen – test de phrases), à travers l'intelligibilité de la parole dans le silence et le bruit, ne délivrent pas en général des résultats substantiellement différents entre un appareillage régulier et un appareillage avec un domaine élargi aux hautes fréquences. Les tests vocaux en monosyllabes ou en phrases ne sont pas assez représentatifs pour indiquer des différences majeures dans l'intelligibilité de la parole au moyen d'une meilleure perception des hautes fréquences.

Cependant, le test de perception de phonème (en anglais: Phoneme Perception Test) de Phonak, mis à la disposition en forme de CD pour le logiciel d'adaptation Target 4.1, peut donner des preuves. Après installation, ce test, qui dispose de son propre module de mesure, fonctionne avec ou sans aides auditives. Il s'effectue indépendamment du fabricant des appareils auditifs et est donc utilisable pour tous les appareillages.

Le test de perception de phonème présente des sons /s/ et /sh/ à fréquences particulières, dont la forme spectrale est identique, mais variant selon la fréquence centrale lorsque prononcés par l'homme

ou la femme. Les spectres vocaux de l'homme, noté s6, et celui de la femme, noté sh5, s'interfèrent de telle sorte que leur emploi pour l'analyse de la reconnaissance ou de la différenciation des sons, est plus que souhaitable.

L'utilisation et l'interprétation des résultats ont été largement décrites dans la revue « Hörakustik » 5/2013 (Schmitt & Boretzki, 2013) et la vérification de leur application a été publiée dans « Höakustik » 12/2013 (Winkler & Holube). Nous pouvons conclure des résultats si et dans quelles mesures les efforts entrepris dans l'appareillage ont contribué à une audibilité subjective avec un domaine de fréquences élargi.

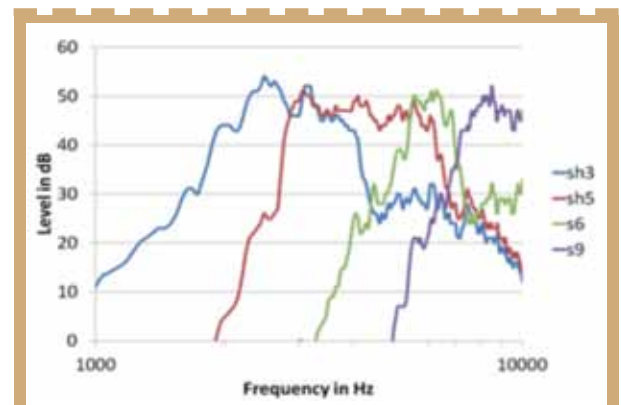


Figure 9 : Spectres des sons sh3 et s6 typiques de la voix des hommes et des sons sh5 et s9 typiques de la voix des femmes utilisés dans le test de perception de phonème

Comme méthode complémentaire de validation du succès de l'appareillage auditif avec un domaine de fréquences élargi, il est suggéré également d'utiliser le test ANL (de l'anglais : Acceptable Noise Level). Le test ANL comprend trois points successifs, qui doivent être effectués avec ou sans aides auditives :

1. Déterminer la valeur MCL pour la parole émise en continue. Le sujet est prié de régler le niveau d'intensité du texte parlé, de telle sorte que l'écoute soit agréable et que la compréhension soit facile et sans grand effort. Cette valeur en dB SPL est appelée MCL (de l'anglais: Most Comfortable Level).
2. Ensuite, un bruit à bande de fréquences large est présenté au patient. Le sujet doit régler l'intensité du bruit, de telle sorte qu'il comprenne le texte sans effort supplémentaire. La valeur de l'intensité obtenue est appelée alors BNL (de l'anglais: Broadband Noise Level).
3. La valeur de ANL (de l'anglais: Acceptable Noise Level) est calculée de la façon suivante: $MCL - BNL = ANL$.

Pour un bon appareillage avec un domaine de fréquences élargi, la valeur ANL avec une aide auditive doit être au moins égale à celle de l'ANL sans aide auditive. Dans certains cas, on peut s'attendre à ce que la valeur ANL avec une aide auditive soit meilleure (donc inférieure) que sans aide auditive. Cela signifie que l'appareillé accepte un niveau de bruit supérieur tout en suivant la parole sans effort supplémentaire. Ainsi, le porteur d'aides auditives, à travers l'appareillage, est bien préparé à supporter des situations acoustiques difficiles, pour comprendre, par exemple, la parole lors d'une réception.



7

Conclusion

Les audioprothésistes allemands se chargent depuis des années à travers leur formation technique et audiolinguistique de haut niveau, de mettre à la disposition du malentendant, un appareillage de qualité avec des aides auditives ayant une technologie des plus modernes. Il ne s'agit pas ici de compenser avec succès une perte auditive avec une simple amplification, mais également d'assurer une meilleure acceptation des prothèses au quotidien. En effet, la meilleure des aides auditives ne sera pas efficace, si elle n'est pas portée.

Dans des surdités légères, le défi d'assurer un port quotidien des aides auditives n'est pas toujours facile. La technologie des systèmes RIC/RITE a, ici, grâce au design esthétique et confortable des prothèses, contribué à inverser cette situation de façon substantielle.

En combinant ces systèmes RIC/RITE de haute technologie à une adaptation auditive avec un domaine élargi aux hautes fréquences, de nouvelles solutions d'appareillage apparaissent pour les malentendants de la génération 50 ans et plus ayant des pertes auditives légères. En associant le design esthétique et confortable des aides auditives et une audition sans difficultés, tout en maintenant une perception naturelle jusqu'à 10 kHz, les points suivants sont assurés:

1. Meilleure qualité de la perception de la musique et du timbre de la parole,
2. Meilleures conditions de l'écoute directionnelle dans le plan horizontal et vertical,
3. Ecoute et intelligibilité de la parole dans le bruit se déroulent avec moins d'effort au quotidien,
4. Audibilité des fréquences aiguës de la parole sans distorsions par une amplification suffisante,
5. Perception naturelle de la parole et, ainsi meilleure intelligibilité.

L'obtention d'un gain suffisant dans un domaine élargi aux hautes fréquences est, dans certains cas, limitée par le choix et la tolérance d'une connexion (embout canal creux, dôme) avec l'aide auditive ainsi que par la non-maitrise de l'effet Larsen. Il faut cependant s'attendre à ce que les limites de fréquences subissent davantage un décalage, car le traitement informatique permet une bien meilleure résolution (Technologie à puces). Les algorithmes de réduction de l'effet Larsen vont ainsi en bénéficier.

La discussion sur l'appareillage avec un domaine élargi aux hautes fréquences jusqu'à 10 kHz est actuellement initiée. Les expériences devront s'en suivre.

8

Remerciements

L'auteur tient à remercier la société AURITEC Medizindiagnostische Systeme ainsi que les fabricants d'appareils auditifs Phonak & Oticon.

Le traducteur Ahsen Enderle-Ammour – audioprothésiste spécialisé en audiologie pédiatrique et implants cochléaires, membre du BIAP et du EUHA.

Adresse : AURITEC GmbH - s.mody@auritec.de - Dernauer Straße 12 – 22047 Hamburg - Allemagne

9

Bibliographie

Ahlstrom JB, Horwitz AR, Dubno JR (2009). Spatial benefit of bilateral hearing aids. *Ear Hear.* 30(2): 203-218

Brennan M, McCreery R, Kopun J, Hoover B, Alexander J, Lewis D, Stelmachowicz P (2014). Paired comparison of nonlinear frequency compression, extended bandwidth, and restricted bandwidth hearing aid processing for children and adults with hearing loss. *J Am Acad Audiol* 25: 983-998

Cole WA, Sinclair ST (1998). The Audioscan RM500 Speechmap/ DSL Fitting System. *Trends Amplif.* 1998 Dec 3(4): 125-139

Feilding C. Lecture 008 Hearing III. College of University of Santa Fe Auditory Theory

Freyaldenhoven M, Nabelek A, Burchfield SB, Thelin JW.(2005) Acceptable noise level as a measure of directional benefit. *J Am Acad Audiol* 2005; 16: 228-236

Hornsby B, Ricketts TA (2006). The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding II. Sloping hearing loss. *J Acoust Soc Am* 2006(04): 119(3): 1752-1763

Johnson Earl E. (2013). Modern prescription theory and application: Realistic expectations for speech recognition with hearing aids. *Trends in Amplification* (2013) 17 (3/4): 143-170

Moore BCJ, Glasberg BR, Stone MA (2010b) Development of a new method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression: CAMEQ2-HF. *Int J Audiol.*(2010) 49: 216-227

Moore BCJ, Sek A (2012) Comparison CAM2 and NAL-NI2 Hearing Aid Fitting Methods. *Ear Hear.* 34(1): 83-95

Nabelek AK, Tampas JW, Burchfield SB (2004). Comparison of speech perception in background noise with acceptance of background in aided and unaided conditions. *J Speech Lang Hear Res*, 2004;47: 1001-1011

Nabelek et al. (2006). Acceptable noise level as predictor of hearing aid use. *Journal of the American Academy of Audiology* (2006) 17: 635-649

Peeters H, Lau CC, Kuk F (2011). Speech-in-noise potential of hearing aids with extended bandwidth, *Hearing Review.* 2011;18 (3):28-36

Pittman AL (2008). Short term word learning rate in children with normal hearing and children with hearing loss in limited and extended high-frequency bandwidths. *J Speech Lang Hear Res* 51(3):785-797

Schmitt N, Boretzki M (2013) Mehr hörakustische Klarheit im Hochtonbereich. *Hörakustik* 2013 (5): 6-11

Stelmachowicz PG, Pittman AL, Hoover BM, Lewis DE (2001). Effect of stimulus bandwidth on the perception of /s/ in normal hearing and hearing impaired children and adults. *J Acoust Soc Am* 2001 oct, 110 (4): 2183-90

Tan C, Moore B, Zacharov N (2003). The effect of nonlinear distortion and the perceived quality of music and speech signals. *Journal of the Audio Engineering Society*, 51, 1012-1031

Winkler A, Holube I, Schmitt N, Boretzki M (2013) Phonemwahrnehmungstest: Anpasshilfe im Hochtonbereich. *Hörakustik* 2013 (12): 8-11



Cas clinique

Suivi audioprothétique : des patients préparés progressivement à l'idée de l'implant cochléaire

Arnaud COEZ
Audioprothésiste D.E.
Laboratoire de
correction auditive,
Bizaguet - 75001 Paris
Membre du
Collège National
d'Audioprothèse
acocez@noos.fr



Madame G, 55ans, est enseignante en école primaire. Elle consulte alors en 2007 son médecin ORL car elle est très gênée pour enseigner.

Le médecin ORL réalise une audiométrie tonale liminaire, pose le diagnostic de surdité et prescrit deux prothèses auditives (figure 1).

Une de ses collègues enseignante lui indique le nom du laboratoire.

Elle décrit qu'elle est gênée depuis longtemps, mais que l'idée de l'appareillage ne lui plaît pas.

Elle a consulté car elle ressent qu'elle n'a plus le choix pour pouvoir continuer de travailler. Elle a le sentiment de faire répéter systématiquement ses élèves. Le théâtre et le cinéma sont des lieux culturels qu'elle a fini par appréhender. Elle évite d'y aller car elle ne comprend pas tout alors que c'est une activité qui lui plaisait. Elle a vu sa propre mère devenir malentendante, être appareillée tardivement et finalement s'exclure de toute activité sociale. Elle souhaite l'efficacité de l'appareillage et accepte l'idée des contours d'oreille.

Dans les antécédents médicaux, on retrouve une chimiothérapie 7 ans auparavant pour traiter un cancer du sein sans qu'un lien direct puisse être fait avec l'apparition d'une surdité.

Par ailleurs, elle découvre qu'étant en activité, elle peut bénéficier d'aides financières dans le cadre de l'aménagement de son poste de travail avec un faible reste à charge. Nous lui donnons les coordonnées de la MDPH le plus proche de son domicile.

Après appareillage par des contours d'oreille SIEMENS AM®, en mars 2007, le test cochléaire de JC Lafon à un niveau de voix moyen en champ libre révèle 4% d'erreurs résiduelles (m devient l et n devient m).

A la rentrée (septembre), il n'y a plus d'erreurs au test cochléaire. Active, Madame G a des capacités d'adaptation et d'apprentissage évidentes.

Au cours du temps des programmes avec microphones directionnels, réduction de bruit sont mis en place.

Néanmoins en 2011 la perte d'audition a évolué dans les aigus

(figure 2). Les difficultés dans le bruit deviennent plus importantes : 26% d'erreurs pour un rapport S/B=+5dB.

En 2012, nous commençons à évoquer les limites de l'appareillage conventionnel liées à la qualité de l'oreille et à apporter une information sur la technique implant cochléaire qui à l'avenir pourra probablement être une aide à envisager.

Nous l'invitons à en parler à son médecin ORL qui la suit.

En 2013, l'idée de l'implant cochléaire l'inquiète, mais les limites de l'appareillage auditif conventionnel sont de plus en plus évidentes malgré des ajustements des réglages selon l'évolution de sa perte d'audition. Dans le calme, en tête à tête, aucun souci ! mais dès qu'il y a un peu de bruit et/ou que la personne n'est pas face à elle, c'est l'échec. De nouveau, elle appréhende les sorties en groupe d'amis (même un groupe de 4). Elle limite les sorties au cinéma et au théâtre.

Les appareils ayant 6 ans, nous lui proposons d'envisager le renouvellement, afin d'estimer ce que

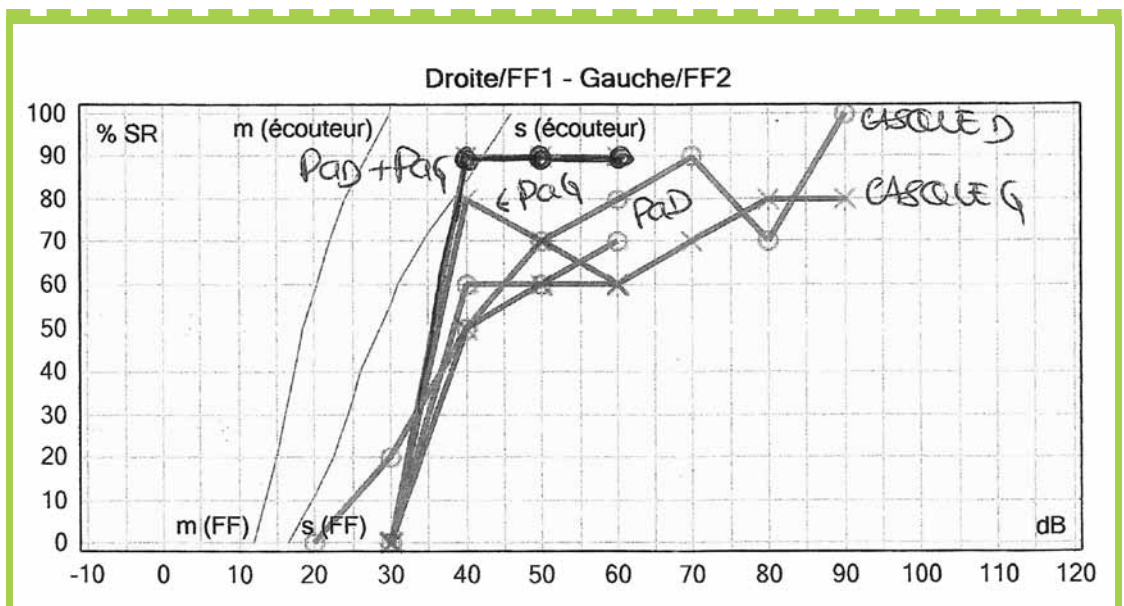


Figure 2 : Audiométrie vocale réalisée en 2015 par le centre référent. La patiente a plus de 50% d'intelligibilité de la parole aux tests dissyllabiques de JE Fournier oreilles séparées et réunies avec prothèses auditives.

CAS CLINIQUE ◀

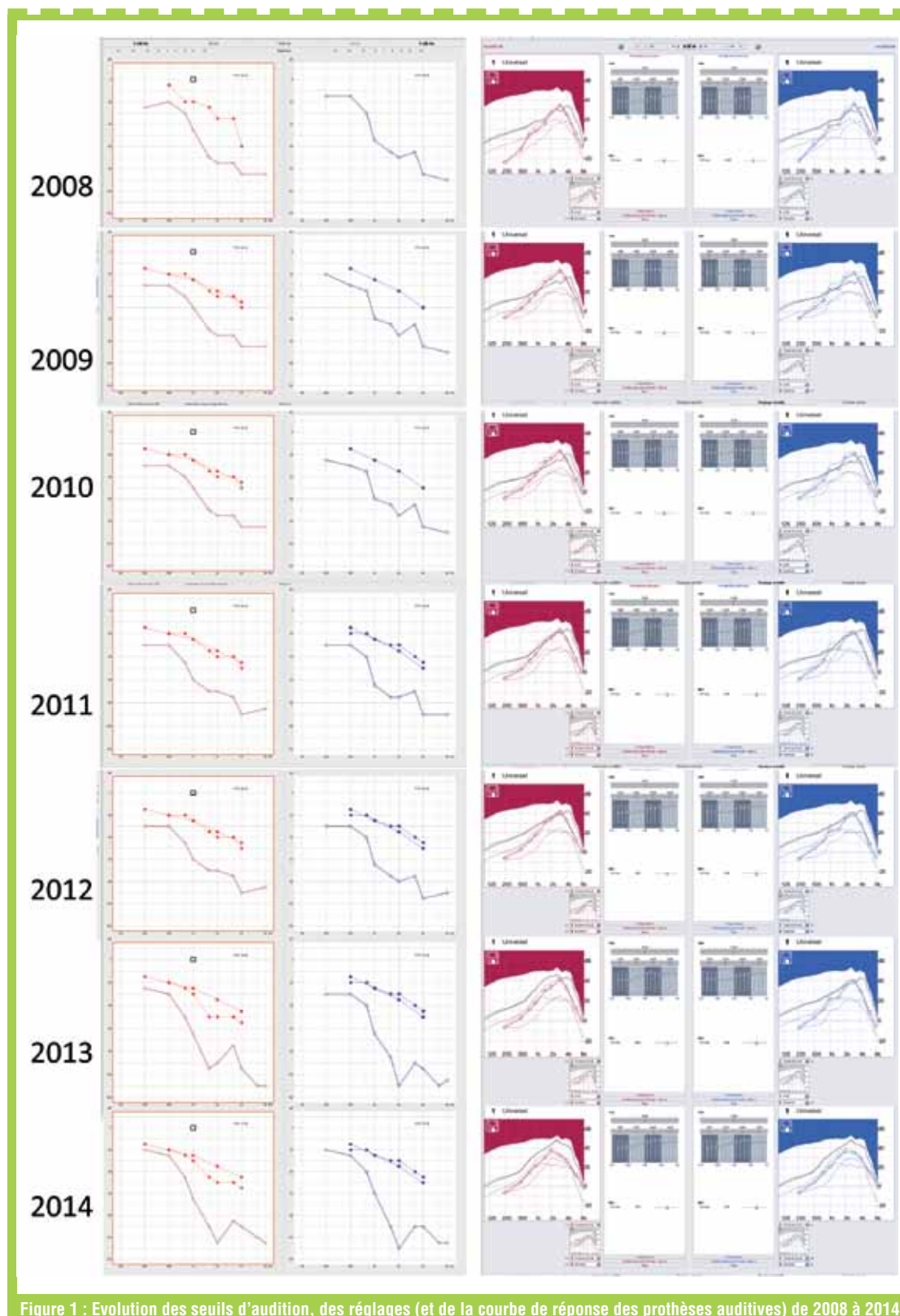


Figure 1 : Evolution des seuils d'audition, des réglages (et de la courbe de réponse des prothèses auditives) de 2008 à 2014



> CAS CLINIQUE

des traitements du signal plus récents permettent d'espérer. Nous lui conseillons de reprendre l'avis de son médecin ORL sur le renouvellement des appareils dans le cadre d'un bilan de l'appareillage conventionnel. Le médecin ORL délivre une information claire et loyale sur l'implant et est partisan de renouveler dans un premier temps l'appareillage actuel.

Cette démarche permet à Madame G de s'informer sur la technique implant cochléaire, de rencontrer des personnes qui font parties d'associations de patients implantés et qui sont prêtes à témoigner de leur expérience : ces personnes ont aussi eu des difficultés à comprendre la problématique de la surdité et à comprendre ce qu'est un implant cochléaire. Face à tout phénomène non compris, le sentiment dominant est souvent la peur qui pousse à l'inaction.

En 2014, elle décide de faire l'acquisition de ces aides auditives (contours d'oreille SIEMENS Motion 7mi ®), qui l'aident par rapport aux anciennes. Le nombre d'erreurs au test syllabique de F Lefevre (ATEC) dans le calme est de 12%. Mais, le nombre d'erreur passe à 60% pour un rapport signal sur bruit de +5 dB. Ce score est amélioré par l'utilisation des traitements actuels du signal qui permet une réduction du bruit. Ceux-ci améliorent le confort d'écoute et permettent à Madame G de réaliser le test dans sa totalité et de rester concentrée. Par ailleurs, après l'activation des microphones qui permettent une focalisation sur la source de voix et qui participent à l'extraction du signal de parole, le nombre d'erreurs pour ce même rapport S/B n'est plus 'que' de 44%.

Par ailleurs, la mesure des seuils de confort et d'inconfort permettent d'objectiver un seuil de douleur dès les niveaux de détection du signal à partir des fréquences 1500 Hz et au delà. Il est donc décidé de ne pas amplifier les sons au delà de 1,5kHz,

qui sont très mal vécus (au mieux absence de sensation sonore, au pire douleur ou sensation qui n'est plus d'ordre auditive). L'atteinte des fréquences supérieures à 1500Hz rend inopérante toute tentative de compression fréquentielle des fréquences au-delà.

En 2015, après avoir souvent évoqué la question de l'implant cochléaire avec son entourage, elle est prête à rencontrer une équipe médicale référent en matière d'implant cochléaire chez l'adulte. Son médecin ORL l'adresse donc à ce centre pour avis.

Le bilan audiométrique vocal avec et sans appareils, aux tests de mots dissyllabiques de Fournier ne permet pas de poser l'indication de l'implant cochléaire selon les grilles de recommandation de l'HAS (figure 3). Pourtant les difficultés sont réelles. Elle adapte de plus en plus son cadre de vie sociale à la perception auditive qu'elle peut en avoir. Dans des réunions, elle se sent de plus en plus rapidement épuisée et éprouve un désintérêt de plus en plus grand. Les critères HAS ne retiennent pas ces notions d'effort attentionnel que le patient fournit pour compenser son handicap, ce qui est de nature à écarter de l'implant les malentendants les plus performants dans leur compensation.

Néanmoins, cette démarche a permis de mettre en place une rééducation orthophonique. Il est prévu qu'elle soit revue dans un an par le centre référent pour réévaluer ses difficultés d'audition. Cette démarche a permis à Madame G de prendre conscience de l'intérêt potentiel de l'implant cochléaire auquel elle pourra recourir dans l'avenir et auquel elle est parfaitement préparée en ayant rencontré les équipes de professionnels de santé concernées. La question n'est plus de savoir si elle y aura recours, mais quand !...

Oticon est fier de
présenter ses...

NOUVEAUTÉS PUISSANCE³



Laissez-vous surprendre par nos nouvelles solutions

Power & Super Power soutenues par la technologie **BrainHearing™** :

- ◆ **Oticon Alta2/Nera2/Ria2 BTE Plus Power 105** : le plus petit BTE 13 au monde avec un MPO de 138 dB SPL ;
- ◆ **Oticon Dynamo** et **Oticon Sensei SP**, deux gammes Super Power qui allient le meilleur du traitement fréquentiel (**Speech Rescue™**) et de la compression (**Speech Guard E**) pour une compréhension de la parole inégalée.

**Protocole
d'adaptation
bimodale**

Pour en savoir plus, contactez votre Responsable Régional ou le **01.41.88.01.50**.

oticon
PEOPLE FIRST



Métier et Technique

Liste des mémoires réalisés à Paris par les étudiants en audioprothèse

Alexandre GARCIA

Directeur des Études
du CPDA/CNAM
Professeur d'Acoustique

Laboratoire
de Mécanique
des Structures et
des Systèmes Couplés
lmssc.cnam.fr

Laboratoire d'Acoustique
www.cnam.fr/acoustique/

Conservatoire National
des Arts et Métiers
2, rue Conté

Accès 31, bureau 31.1.05
Case courrier 2D6P21
75003 PARIS

Tél: 01 40 27 22 24
Fax: 01 40 27 24 05

alexandre.garcia@cnam.fr

MÉMOIRES		
Année	Titre du mémoire	Auteur
1982	Patient âgé présentant une pathologie auditive nécessitant le port d'une prothèse correctrice	F. VIGNAULT
1982	Sénescence et surdité	A. VAN MALDERREN
1982	La compression	B. TOULOUSE
1982	Les acouphènes et leurs masquages	F. TILLEAU
1982	Appareillage stéréophonique	R. MEYER
1982	L'auramétrie	B. LE SOURD
1982	Intérêts et modalités de l'appareillage précoce dans la surdité du premier age	Ph. LECONTE
1982	Etude comparative des tests phonétiques de JC LAFON et de JP DUPRET	F. LEFEVRE
1982	Surdité et médicaments : appareillages des surdités médicamenteuses	G. GODKINE
1982	Écoute magnétique tome 1	E. GAUTRON
1982	Écoute magnétique tome 2	E. GAUTRON
1982	Appareillage par voie osseuse et aérienne simultanément	St. DEYS
1982	Temps de réaction temps de latence	M.c. DEMAY
1982	L'intra auriculaire	P. BRECQUEVILLE
1982	Bruit et recherche du confort	F. BONNAN
1982	Seuil strapédien - seuil d'inconfort	M. BERAHA
1983	Du dépistage à la correction de la surdité	J.P. MILLERAT
1983	Surdité et prothèse de l'enfant du premier age	R. GUILMOTO
1983	Réhabilitation de la fonction binaurale par la prothèse auditive stéréophonique	B. BERTHOLAT
1983	Corrections dynamiques dans la prothèse auditive (mémoire LYON)	V. JACQUIER /MP HAITAYAN
1984	Installation audiométrique	J.L. VUITTON
1984	Acceptation de l'aide auditive	L. SULPICE
1984	Potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral et appareillage audioprothétique en stéréophonie	B. ROY
1984	Paramètres ext à la prothèse	C. MOREAU
1984	Auramétrie	MASSON
1984	Enfant malentendant	C. LEFEVRE
1984	Acouphènes	F. LEBLANC
1984	Intra auriculaire	V. LAURENCINE
1984	Auramétrie	A. M. HEEL
1984	Analyse phonétique avant et après appareillage	S. DIEU
1984	Acouphènes	Ch. COULVIER
1984	Utilisation des courbes de réponses de ACA	L. AUZOU
1985	Les courbes de réponse	C. VERCEY ep HOUART
1985	Les mesures psychoacoustiques des courbes d'accord	D. PALAZIN
1985	Exemple d'information d'une méthode de présélection et de pré réglage des prothèses auditives	C. OZANNE
1985	L'appareillage des surdités légères	H. CALEIX
1985	Réhabilitation de la surdité par le pré réglage	A. BLOT
1986	Les prothèses intra auriculaire	Ph. TEMPEZ
1986	Le contour d'oreille	F. ROYER
1986	Appareillage stéréo	A. ROSETTE
1986	L'embout	M. ROQUEFOFRE
1986	Choix de la prothèse auditive	P. PRUD'HOMME
1986	Distorsion phonétique et pro	H. MOUCHARD
1986	Le temps de réaction en audiométrie vocale : régularité et moyenne	F. MEER
1986	L'embout auriculaire	S. LEGOFF
1986	Niveau sonore	H. COHEN
1986	La presbyacousie	C. BONNET

Métier et Technique



1986	La mesure in vivo en audioprothèse	J. BERGUES
1986	Le renouvellement	M.L. BERCIAUD
1986	Mesures in situ in vivo	B. BENOIT
1986	Une aide vibrotactile portable le mini fonator de Siemens (mémoire LYON)	S. MALLÉN / F. NAVET
1987	Système IR - Système HF	B. TOUZAIN
1987	PEA et prothèse	M. RIOULT
1987	Mesures physiques liées aux couplages aides auditive embout et influences sur la courbe de réponse de l'aide auditive	N. RIFFAUD
1987	Aides techniques complémentaires	V. PASQUET
1987	Les nouvelles performances des prothèses auditives	NGOTHI MAI
1987	Les seuils différentiels de fréquence chez les musiciens	S. KLIENKOFF
1987	La surdité professionnelle et l'appareillage	S. GUERSAN
1987	La conduction osseuse	P. GERMANEAU
1987	Les différents paramètres du masquages	F. DIDIEUX
1987	Modifications acoustiques de la jonction - appareil-conduit auditif et applications pratiques dans le cadre de l'appareillage	C. D'ESPAGNAC ep COCHARD
1987	Informatique et choix prothétique	M. COLIN
1987	L'I.R.O.S	N. ARNAUD
1987	La conduction osseuse	P. GERMANEAU
1988	Prothèse programmable	L. PESSOT BOUBEE
1988	Tests phonétiques vidéo	V. PANCZER
1988	Nouveaux systèmes limiteurs de bruit	NICOLO
1988	La presbyacousie	C. MEUNIER BODET
1988	Implant cochléaire	L. LEMOINE
1988	Homologation de la prothèse auditive	Ph. LAMBERT
1988	Surdité et réhabilitation prothétique	G. GUILLARM
1988	Installation et utilisation d'une boucle magnétique	J. M. BODET
1988	Résultats phonétiques chez l'enfant et la personne âgée	M.M. BELROSE
1989	Piles et accus	S. RIDOUX
1989	Vers la prothèse idéale	L. MUSCO
1989	Traumatismes sonore	L. DETRE
1989	Transitions phonétiques	V. DESCHAMPS
1989	Liaison sensation / intensité	J.F. BRACQ
1989	Distorsions parole et compression	E. BOUGEROLLES
1989	Appareillage de l'enfant à surdité de perception	Y. BEN ABDALLAH
1989	Dépistage et appareillage de l'enfant	V. ARWACHER
1989	La prothèse auditive à ancrage osseux BAHA	S. KALIFA
1990	Compréhension en milieu bruyant	SUIN
1990	Qualité d'écoute et aide auditive	J.C. ROUE
1990	Étude système quatre	A. PROVOST
1990	Normes acoustiques d'une cabine d'audioprothèse	NOUVELLON
1990	Utilisation et suivi prothétique	M. GOZLAN
1990	Reproductibilité des niveaux de confort et d'inconfort	E. GORIN
1990	Les aspects temporels de l'audition	L. GENTILS
1990	Appareillage des déficients auditifs légers	C. FOUQUET
1990	Enquête sur la surdité	C. FÉNÉON
1990	Prothèses à réglages programmables	E. CHALADEY
1990	Corrections électroniques et mécaniques des contours	P. Y. CAZEAUD
1990	Discrimination et appareillage	H. BISCHOFF

L'application touchControl, simplement discrète



L'application touchControl, compatible avec tous les RIC, BTE et ITE binax™ - même les plus petits IICs avec ou sans antenne - propose le contrôle des appareils en toute discrétion et sans aucun relais supplémentaire nécessaire !

Avec une portée d'un mètre, l'application touchControl envoie un signal haute fréquence directement dans les aides auditives. Ainsi, à partir du smartphone ou de la tablette, compatibles iOS ou Android, l'application permet à l'utilisateur de choisir facilement et discrètement le programme d'écoute, le volume, le SoundBalance, etc, qui lui convient le mieux. Une utilisation du bout des doigts pour un confort maximal.



L'application easyTek, pour plus de possibilités

L'application easyTek™ complète en toute discrétion, avec encore plus de fonctionnalités, la nouvelle télécommande easyTek™.

L'application easyTek est compatible avec les RIC, les BTE et même, selon le modèle, avec les petits intra-auriculaires issus de la dernière génération Siemens !

Ainsi, grâce à l'application, compatible iOS et Android, l'utilisateur peut aisément faire tous les ajustements nécessaires : régler les programmes, le volume, le bruiteur anti-acouphène et le SoundBalance devient aussi simple qu'écrire un SMS. De plus, grâce à cette nouvelle application, il est possible de régler directement ses préférences audio lors du streaming de la musique.



Android et Google Play sont des marques déposées de Google Inc. Apple App Store est une marque déposée de Apple Inc.

SIEMENS



Connectivité
Siemens

Compatible
Insio iMini !

www.bestsound-technology.fr

Nos applications pour un contrôle du bout des doigts. Une expérience auditive personnalisée !

Les nouvelles applications** pour les solutions auditives Siemens sont désormais compatibles avec l'intégralité de la gamme binax - y compris les tout petits intra-auriculaires CICs - et les nouveaux Orion2 et Sirion2 !

Résultat : un contrôle facile et discret, sans aucun relais supplémentaire nécessaire !



Novembre 2015. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : Code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199.71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Sivantos GmbH est titulaire d'une licence de marque de Siemens AG. * La vie sonne brillamment. ** Compatibles Android et iOS, en téléchargement gratuit sur GooglePlay ou Apple Store.



Life sounds brilliant.*



> MÉTIER ET TECHNIQUE

1990	La compression	Y. BENEDETTI
1990	Appareillage surdités sévères	J.L. BATREL
1990	Prothèse programmable à trois canaux	A. AALAM
1991	Le système quattro programmable par ordinateur	H. WACHE
1991	Prêt réglage / N.A.L. étude comparative	S. VERGNET
1991	Peut on déterminer par le calcul le résultat du couplage d'une prothèse auditive et d'une oreille ?	J.P. TROGNEUX
1991	Les phénomènes acoustiques d'un appareil auditif	V. TOCH
1991	La prise en charge du malentendant âgé par l'audioprothésiste	J. LASLIAH
1991	Étude de la lecture labiale	D. LEVY
1991	Transformations mécaniques et acoustiques du système C.R.O.S	P.Y. LE PAGE
1991	L'audition et les surdités chez l'enfant	V. JULIEN
1991	Quelques aspects de la âgé et de son appareillage	O. GAURY
1991	Emily	V. DENEU
1991	L'intra auriculaire	M.C CAVALIE
1991	Mise en œuvre d'un test audiovisuel pour l'adaptation prothétique	N. BARONE
1991	Modifications mécaniques et acoustiques de la courbe de réponse d'un appareil auditif	X. AUDEBERT
1992	L'application bilatérale de la prothèse auditive à ancrage osseux	F. TRONCHE
1992	Le temporel	M. RAINON
1992	La compression du champ auditif et sa compensation par la prothèse auditive	F. LEBEAU
1992	Le XP péri tympanique	A. KEROUEDAN
1992	Les mesures in vivo	C. HELOT
1992	La mesure in vivo à partir de la chaîne de mesure IGO HAT 1 500	C. GANDALFO
1992	Conséquences à long terme de l'appareillage monaural dans les cas de pertes auditives bilatérales	O. GACHES
1992	La résistance au bruit	C. COUDERT
1992	L'importance du facteur temporel sur l'intelligibilité	J. CORNUAU
1992	Le renouvellement audioprothétique	Y. BRUSSELLE
1992	Le dépannage et entretien des appareils de correction auditive	B. BENHAMOU
1992	Les acouphènes	M. BARRIERE
1993	L'intra semi profond	S. TROCHE
1993	Audition psychologie de la cochlée	D. TOBELIN
1993	Étude du gain à court terme comparaison gain objectif gain subjectif	E. RAQUILLET
1993	Attitudes à adopter face à la surdité infantile	F. PEREZ
1993	Les mots de l'audioprothèse	C. PEISSAK et I. VOISIN
1993	Les aides auditives adaptatives et leur mesure à l'aide de signaux complexes	H. MORISSON
1993	Étude de l'influence fréquentielle pour la vocale dans le bruit	O. LE MENN
1993	L'appareillage stéréophonique	J. LE MENN
1993	Rôle de l'audioprothésiste dans une équipe d'implant cochléaire	Ch. LAURENT
1993	Les tests vocaux dans l'appareillage de la âgé	M.E. GROUSSARD
1993	Personal intergrated communication system	A. DESMAREST
1993	Aide auditive chez le sujet âgé, les indications et les résultats	J. DELANOE
1993	Présentation d'un test phonique de discrimination indiciaire	N. COUILLAUD
1993	La conduite osseuse	Ch. CEZILLY
1993	Hautes fréquences	J.M. AUFRERE
1993	Conséquences et protections du bruit	M. ALEXANDRE
1994	La génération gamma de Bernafon	E. YERAMIAN
1994	Mise en place d'un outil pédagogique pour l'éducation auditive	A. TUERLINCKX
1994	Le triton 3004, prothèse programmable digitalement avec trois canaux, trois AGCI et quatre mémoires	B. SANTIANO
1994	Surdité et appareillage difficultés d'acceptation	M. PRIVAT
1994	Et le mémoire ou il y a t il une vie après les méthodes	J. PERIDON
1994	Alimentation et réparation des aides auditives	E. NAGELEISEN
1994	La méthode C.T.M. son utilité au regard des autres, méthodologies pour l'adaptation des nouvelles génération d'aides auditives	A. MARCHANT
1994	L'appareillage monaural	V. LURION
1994	Étude de prothèses auditives dans le bruit	S. LEPRON
1994	Éléments de prise en charge pour la réussite de l'appareillage du malentendant	A. COEZ



1994	La tolérance et la compréhension de la parole en milieu perturbant	L. CHICOINE
1994	La presbycusis	D. AUBEL
1994	La discrimination temporelle	S. ANDRIELL
1995	Le circuit K Amp	L. WASIELEWSKI
1995	L'audiométrie vocale en vitesse accélérée	M. PERROT
1995	Qui êtes-vous dans l'équipe qui accompagne l'enfant déficient auditif appareillé ?	A.A. LE VERGER
1995	Paramètres extérieurs à l'intra auriculaire influant sur la pression acoustique mesurée au niveau du tympan	D. LATRE
1995	Mise en évidence de l'effet acoustique des filtres mécaniques par la mesure in vivo	Y. LASRY
1995	Proposition de synthèses des outils protocolaires de l'audioprothésiste	F. GAUCHIN
1995	Les appareils programmables	F. BIGOT
1995	L'adaptation semi profonde	S. BERNARD
1996	Contribution de la gérontologie à une meilleure efficacité de l'appareillage auditif	E. PARENT
1996	L'implant cochléaire- réglage du mini système 22 Nucleus	E. MAVOIAN
1996	Prothèses numériques : progrès ou révolution ?	S. LAURENT
1996	Effets de la privation sensorielle	V. KRAUSE
1996	La surdité brusque	A. GRIMBERG
1996	L'effet Larsen	S. DOUET
1996	Les borgnes et l'ouïe	R. DEVAUX
1996	Procédure de mesure in situ	G. DELIEUZE
1996	Le viva 2 Pro	C. COURTIER
1996	Intérêt de la mesure "in vivo" dans l'adaptation audioprothétique du malentendant	M. COHEN
1996	La surdité unilatérale	C. CHASSEGUET
1996	Les appareils auto-adaptatifs	F. BROSSET
1996	L'apprentissage de la personne âgée appareillée	S. BARDET
1996	Le microphone Directionnel	N. DAGAN
1996	Importance de la résolution temporelle sur la compréhension des consonnes chez le sujet porteur d'un implant cochléaire (mémoire LYON)	A. DODO
1996	Confort apporté aux personnes malentendantes et acouphéniques par l'appareil auditif (mémoire LYON)	A. DUTROP
1997	L'homologation de la prothèse auditive	C. SAREGUZELIAN
1997	Les surdités génétiques	J. RODRIGUEZ
1997	Caractérisation d'une aide auditive à l'aide de signaux complexes	B. HUGON
1997	L'implant cochléaire et ses répercussions sur la voie	F. HERY
1997	Des yeux pour mieux entendre	C. GILET
1997	Évolution et exemples de traitements du signal	A. GAULT
1997	L'impédancemétrie	L. DETANT
1997	Vers un renouvellement réussi	L. CLÉMENT
1997	Les traumatismes sonores	A. CHEVRIER
1997	Importance de l'appareillage controlatéral chez l'enfant implanté	E. BLOYET
1997	Influence des capacités amnésiques à court terme sur la compréhension du langage	A. ANGOT
1997	Analyses supra liminaires et mesures in vivo	H. TIBERGHEN
1998	Mesure in vivo en temps réel	S. THARAUD
1998	L'analyse sonographique du signal vocal	R. TAILLEZ
1998	Appareillage des surdités dites en pente de ski	A. SENECHAL
1998	Appareils et technologies	D. SDEZ
1998	Autophonie et effet d'occlusion	A. MILLIEZ
1998	L'intérêt du microphone directionnel dans l'adaptation d'une aide auditive numérique	A. LEVY
1998	D 72 : l'aide auditive numérique Philips	G. KULTCHEYAN
1998	Prisma : de la fiche technique à l'adaptation, de l'adaptation à la satisfaction	E. KATONA
1998	Audition binaurale et appareillage stéréophonique	A. CIVELEKOGLU
1998	L'intelligibilité dans le bruit	G. CARON
1998	Test de progression de la sensation sonore (LGOB)	J. BENOIST
1998	L'audioprothésiste et l'informatique (mémoire RENNES)	JP CROCQ / T. DUHAMEL
1998	Aptitude otologique du personnel navigant (mémoire NANCY)	B. JANTZEM
1999	L'audioprothèse et l'informatique	D. ZEITOUN
1999	L'amélioration du rapport signal / bruit	T. WEBER



> MÉTIER ET TECHNIQUE

1999	L'implant d'oreille moyenne	D. TAYAC
1999	Appareillage des aplasies majeurs bilatérales	S. MARIVIN
1999	Intérêt de la mesure in vivo chez le jeune enfant	U. LOHEZIC
1999	Variations temps d'attaque et de retour de compression	R. LAMOINE
1999	L'otospongiose	M. ISEUX
1999	Corrélation entre la surdité et les confusions phonétiques	X. HAMMAN
1999	Influence d'une aide auditive sur les capacités	M. ESTRADE
1999	Étude de la satisfaction des malentendants atteints de la presbycusie et ou surdité dite en pente de ski et appareillés avec des aides auditives analogiques ou numériques	S. EHRHARD
1999	Les acouphènes : notions générales et appareillages	B. FLEURENCE
1999	L'audioprothèse dans les pays en voie de développement	K. DIAWARA
1999	Effet du traitement vocal privilégié sur le signal de la parole à bord d'un véhicule léger	S. CALAVRIAS
1999	Le Natura	A. BERTRAND
1999	La psychologie du malentendant face à l'appareillage	S. JUNGO
1999	Études des conséquences auditives liées à l'exposition sonore des professionnels de la musique	J. FOURRIER
1999	La personne malentendante face au téléphone	J. BIGNARD
1999	Étude de l'évolution de la sensation d'intensité chez le mal entendant	C. OUAZAN
2000	Prise en charge de l'appareillage auditif et de ses accessoires chez l'enfant et l'adulte	N. GIAOUI
2000	Normalisation d'un test de reconnaissance de la parole dans le bruit chez le sujet déficients auditif	J. WABLE
2000	Informatique ou liberté de réglage	J. LEFEUVRE
2000	Les appareils numériques	M. BOULET
2000	Le pré réglage par le test de perception de nonie / Comparaison et résultats avec le produit Claro	A. MARTIN
2000	Traitement du rapport parole / bruit de l'aide auditives SIGNIA	M. ANTOINE
2000	Les effets du bruit sur l'organisme et comment s'en protéger	L. MAMOU
2000	Le numérique	C. ZERBIB
2000	L'hygiène dans un centre d'audioprothèse	G. RAVEAU
2000	Microphones directionnels et audition en présence de bruit	E. GUILLE
2000	Études de la sensibilité de l'oreille humaine à l'enveloppe temporelle des sons	S. TANDETNIK
2001	Implications de la perception de l'enveloppe temporelle dans l'appareillage auditif	S. TANDETNIK
2001	Rééducation auditive et apprentissage de la lecture labiale chez l'adulte devenu sourd	E. NGUYEN
2001	Le mot vente peut-il rimer avec profession paramédicale ?	I. LEMETAYER
2001	Surdité de perception, erreurs phonétiques et amélioration chez les sujets corrigés avec un appareillage numérique	A. DROUIN
2001	La thérapie par ré-habitude ou TRT : notions générales	C. GILSON
2001	Intérêt et faisabilité d'une mesure clinique de la sélectivité fréquentielle auditive	A. GOYÉ
2001	Recherches du CNRS : l'appareillage auditif de demain	C. PELTIER
2001	Appareillage des otites chroniques	V. CARBONNELLE
2001	Les traumatismes sonores	E. TELLIER
2001	Le gain naturel de l'oreille	P. DALMARD
2001	Empreinte et prise d'empreinte en audioprothèse	H. TATA
2001	Implant d'oreille moyenne Vibrant Soundbridge/ Efficacité au travers des tests dans le bruit	K. GINISTY
2001	L'embout auriculaire techniques et adaptations	D. GERSTLÉ
2001	Implant cochléaire et aide auditive controlatérale	N. MOHAMED BEN ADDI
2001	Apport des mesures in vivo dans l'appareillage des aides auditives	P. E. WATERLOT
2002	Comportements d'un individu face à des niveaux de pression acoustiques élevés	A. AUBIGNAT
2002	La normalisation dans le cadre d'un laboratoire d'audioprothèse	J. BANOUN
2002	La surdité brusque	C. BOUBLIL
2002	Intérêt de l'audiométrie vocale filtrée fréquemment dans le cadre du bilan d'orientation prothétique	N. BYL
2002	L'ototoxicité médicamenteuse : conséquences sur l'audition	S. COHEN-HADRIA
2002	Création d'un site internet pour l'association alpha-bruit	F. JUAN-V. DUPRE
2002	La prise en charge prothétique et psychologique du presbycusique	P. PERRIER
2002	Peut-on valider les seuils différentiels de fréquence dans la prédiction audioprothétique de la compréhension de la parole dans le bruit ?	H. LEMAITRE-FAGGIANO
2002	Apport des microphones "directionnels" des aides auditives numériques à l'intelligibilité en milieu perturbant	D. LEVIEL
2002	La pertinence de l'aphab dans la procédure d'appareillage	C. LIETAERT
2002	Psychologie de l'adulte devenu malentendant	F. MARTIN



2002	Conservation et réadaptation de la prothèse controlatérale chez l'enfant implanté	P. MONIER
2002	La lutte contre le bruit dans l'adaptation des aides auditives	B. OUDIN
2002	Ouverture d'un centre de correction auditive : analyse des principaux facteurs d'aide à la décision et au choix du département	P. ROLAND
2002	ADAPTO : Simple évolution ou réelle innovation ?	R. ROYER
2002	Risques et conséquences de la musique amplifiée sur le système auditif	D. SECONDE
2002	L'appareillage Baha sur cophose unilatérale	D. SLAMA
2002	Prothèse classique - Symphonix - Implant cochléaire - Baha : Etude en milieu bruyant	C. THERET
2002	Quatrième génération d'aide auditive numérique . Analyse et évaluation du triano de Siemens	I. WACHE
2002	Contrôle de l'environnement sonore en champ libre	N. SADO
2004	Plasticité cérébrale et audition	J.-D. AMMANOU
2004	Appareillage des surdités avec perte sur les fréquences medium-aiguës : l'embout ouvert	R. M. ASSERAF
2004	Principe des aides techniques complémentaires aux aides auditives au service des malentendants	E. BISMUTH
2004	Intérêt et aboutissement de la prise d'empreinte	J. BITTAN
2004	L'appareillage des déficients auditifs légers par la technologie numérique	A. BERTRANDIE
2004	Grandir avec un handicap auditif : état des lieux en France des différentes épreuves pour l'enfant sourd et pour ses parents	G. CHANTEREAU
2004	Presbycusie & appareillage = difficultés d'acceptation chez la personne âgée	E. DANIS
2004	Zones inertes cochléaires, ten-test : une réponse prothétique ciblée pour le déficient auditif	M. DEL RIO
2004	Actions et associations dans le domaine de la surdité	A. DEROUSSEN
2004	La perception de la musique par le malentendant	D. DUVALLET
2004	Appareillage en conduction osseuse des patients adultes atteints de surdité de transmission pure ou mixte à prédominance transmissionnelle	D. GOGIBUS
2004	Réticences et satisfactions aux aides auditives	J. HARDY (livret 1)
2004	Questionnaire	J. HARDY (livret 2)
2004	Audiométrie comportementale de l'enfant à partir de 2 ans	K. LEVY
2004	Tests d'audition chez le jeune enfant dans le cadre de l'appareillage	M. MATON
2004	Entraînement audioprothétique : aide à l'appareillage de l'adulte devenu sourd	C. MORISSEAU
2004	Prise en charge et méthode d'appareillage du patient acouphénique	G. RENARD
2004	Intérêt de l'utilisation d'une Baha dans le cas d'une cophose unilatérale	L. TOUITOU
2005	Les implants d'oreille moyenne : une alternative ?	A. ATHUIL
2005	Mesure in vivo et visible Speech : deux examens complémentaires à la finalisation de l'appareillage auditif	J. COSCAS
2005	Préréglages in vivo de M. Renard et visible Speech : deux guides d'appareillage supraliminaireR	R. CUDENNEC
2005	Etude de la variation de pression ambiante au niveau de l'oreille : les barotraumatismes	N. FRANCOIS
2005	Pourquoi la prothèse auditive n'est-elle pas une nouvelle oreille ?	J. GOLDMINE
2005	Hygiène des mains des audioprothésistes. Intérêt et réalisation pratique	A. MEYER
2005	Le suivi : contrôle d'efficacité permanent des appareils et suivi du patient	L. OCCELLI
2005	Etude comparative fonctionnelle des méthodes NAL-NL1 et DSL [i/o] pour l'appareillage de sujets presbycusiques	C. PAGE
2005	Marketing et financement dans l'ouverture d'un centre d'audioprothèse	P. PEEL
2005	Présentation d'un test phonétique de mots sans signification	X. RABANT
2005	Les traumatismes sonores : description, prise en charge et prévention	C. RETY
2005	Intérêt du LPC en terme d'aide à la communication dans l'éducation de l'enfant déficient auditif	P. TOSTEN
2006	Le test syllabique égalisé ou non égalisé en intensité : étude comparative dans le silence et le bruit	Agathe ADAM
2006	Les appareils ouverts : où en sommes-nous ?	Jonathan ASSAYAG
2006	De la prise de conscience de la surdité à l'appareillage : un parcours psychologique à travers un circuits de soins complexe	Cécilia BELLEGARDE
2006	Occlusion et appareillage ouvert	Jérôme BRIMONT
2006	L'intelligibilité en milieu bruyant	Guillaume CAILLOU
2006	La prise en charge des surdités asymétriques	Lydie LY
2006	Utilisation de la phonétique dans l'appareillage auditif	Mélanie MANI
2006	La lecture labiale : un complément à l'appareillage auditif	Jonathan MAAREK
2006	Acouphènes : retentissement, principes de perception et perspectives thérapeutiques	Thomas MOUEIX
2006	Ecoute, détection, réparation, conseils : quatre mots clés pour retrouver et maintenir le fonctionnement normal d'une aide auditive	Yoan NAHMANI
2006	L'implant cochléaire et l'appareil controlatéral chez l'enfant	Eglantine PAILLET



> MÉTIER ET TECHNIQUE

2006	Etude approfondie de la directivité du microphone directionnel adaptative	Ange-Edwin SCHMITT
2006	Etude approfondie de la directivité d'une aide auditive et son impact sur la localisation spatiale	Caroline SILOTTO
2007	Intelligibilité de la parole et détection des transitions phonétiques	Cynthia ADDA
2007	Quand le bilan d'audition centrale devient nécessaire	Piscilla BAROUKH
2007	Etude d'un système à écouteur déporté en oreille fermée et son effet sur l'occlusion et l'intelligibilité : le PAC	Etienne BENDAVID
2007	Analyse démographique des déficients auditifs appareillés	Delphine BENHAMOU
2007	Etude comparative de 2 catégories d'aides auditives de dernière génération : open et rite	Déborah BENSOUSSAN
2007	Satisfaction de l'appareillage auditif chez les presbyacousiques : conséquences psychologique de l'acceptation de la surdité	Astrid BEURTON
2007	Etude de satisfaction et résultats objectifs de la BAHA controlatérale à propos de 8 patients	Anne-Laure CARLIER
2007	L'intérêt, le fonctionnement et l'apport constaté des réducteurs de bruit dans l'amélioration de la compréhension en milieu bruyant	Amélie COQUELIN
2007	Incidences de la privatisation sensorielle chez les presbyacousique	Vanessa COSCAS
2007	Appareillage stéréophonique en contours d'oreille et en intra-auriculaires profonds (CIC), comparaison de l'intelligibilité de la parole en milieu bruyant	Xavier DIDIER
2007	Audiométrie tonale en champ libre : étude de masquage	Michel GONZALEZ
2007	Les systèmes FM, pour une meilleure intelligibilité en milieu difficile	Emérentienne HUFSCHEMITT
2007	Etude d'un appareillage stéréophonique synchronisé par ondes radiofréquences et son impact sur le résultat prothétique	Bertrand LE CAM
2007	L'importance du choix de l'embout pour la réussite d'un appareillage sous forme de contour	Diane LEVY
2007	Pourquoi mon diplôme n'intéresserait-il que 17 % des gens qui auraient besoin de moi ?	Julia LEVY (ELHAIK)
2008	MÉMOIRE EMPRUNTE ET PAS RENDU = DONC PAS DE TITRE	David BELLITY
2008	Réponse des Appareils moernes par rapport aux attentes des patients en fonction de leur perte auditive et de leur age	Matthieu CHAMPAGNAC
2008	Utilité du data logging	Thibault FOURNIER
2008	Etude de l'apport des cours de lecture labiale selon la méthode de Jeanne Garric pour la compréhension de la parole chez le devenu-sourd appareillé	Fanny GOMEZ DE GRACIA
2008	Prise en charge du déficient auditif avec handicaps associés	Lydwin HOUNKANLIN
2008	Etude des dispositifs numériques d'amélioration du signal sur l'appareil de correction auditive Siemens Pure	David LECOURT
2008	L'Embout auriculaire prothétique : un paramètre a ne pas delaisser	Severine MENA
2008	Aides financières et prestations proposées aux malentendants par la loi du 11 février 2005	Marie PAPILLAUD
2008	Utilisation de la Transposition fréquentielle des années 1950 à 2008	Stéphanie TAHAR
2009	Utilisation du phono-scan pour le choix d'une méthode d'appareillage	Sarah AMZALAG
2009	Etude sur les bénéfices apportés par les traitements de bruits des appareils Siemens Pure 700	Julien BAROUKH
2009	Etude des confusions phonétiques chez les patients ayant une perte auditive en pente de ski dans les aigus	Maxime BARRUET
2009	Impact de l'occlusion du conduit auditif sur l'intelligibilité dans le bruit. Mise en évidence de l'impact sur les systèmes de traitement du bruit	Pierre BEDOURET
2009	Apport de l'aide auditive controlaterale chez l'adulte implante	Kelly CHEMAMA
2009	Etude de l'évolution de l'intelligibilité à la voix chuchotée chez le malentendant nouvellement appareillé	Sophie DERAISON
2009	L'intelligibilité au téléphone	Eric FAURE
2009	Les systèmes buetooth en audioprothese, une avancée adaptée à tous ?	Harold FRANCOIS
2009	La protection des musiciens	Clément GARNAULT
2009	Le traitement du cholesteatome et les solutions audioprothétiques envisageables	Olivia HAYOUN ALIM
2009	Le projet de norme européenne	Michael KAMINOWICZ
2009	Les impacts socio-psychologiques de l'appareillage auditifs chez la personne agée	Joan MELLOUL
2009	Le bruit traumatique en milieu professionnel : Etude des risques et des moyens de prévention, l'exemple des chirurgiens-dentistes	Julien NIZARD
2009	Etude et évolution de la gêne et de la satisfaction du patient avant et au cours de l'appareillage auditif	Mélanie SEIBEL
2009	Quelle rééducation possible compte tenu de la plasticité corticale	Ombeline STOLTZ
2009	Transposition fraéquentielle de Widex et compression non-linéaire de fréquence de Phonak : étude comparative	Clément WIOLAND
2010	Le rôle de l'audioprothésiste dans le dépistage de la presbyacousie	Elodie AIRAULT
2010	Les surdités unilatérales	Olivier AKERIB
2010	Mise en évidence de l'existence de phénomènes compensatoires liés à une perte auditive	Maxime AOUIZERAT
2010	Les zones inertes cochléaires	Ilana AZERRAD
2010	La boucle d'induction magnétique et son utilisation dans le contexte actuel	Colin BARBIER
2010	Appareillage auditif en configuration open	Jihane BEN YACCOUB
2010	Evaluation de l'amélioration de l'intelligibilité vocale par l'utilisation de la compression non linéaire de fréquence dans l'appareillage d'une perte auditive moyenne de type presbyacousie	Carole BLANC



2010	Rehabilitation des surdités totales unilatérales : quelle évaluation ? Place de la Baha ?	Rébecca DERAY
2010	Evaluation de l'effet d'un entraînement auditif prodigué sous la forme de conseils sur l'adaptation et les résultats audioprothétiques	Marie DESMIER
2010	Etude sur la directivité asymétrique proposée par Beltone/GN Resound dans le cas d'une surdité symétrique	Rudy FITOUSSI
2010	La relation sonie, niveau de pression acoustique : mesures en fond de conduit auditif externe et impacts sur le choix prothétique	Clément GEORGET
2010	Stimulation apicale : effet sur les mesures art des implants cochleaires medel pulsarci100 et sonatati100	Zeïna ITANI
2010	L'appareillage chez le sujet presbycusique présentant des handicaps associés	Aurélie JAÏS
2010	L'intelligibilité de la parole en milieu bruyant : étude de l'apport de la procédure d'affinement Post appareillage de Dodele	Biruntha KAILANATHAN
2010	Intérêts et limites des aides techniques complémentaires	Chan Phuc LAM
2010	L'audioprothèse et la sécurité sociale peuvent elles s'entendre ?	Victor LANCRY
2010	Etude du démasquage spectral et temporel de la parole dans la région 1-3 khz chez les auditeurs présentant une perte auditive	
2010	cochléaire au dessus de 3 khz	Mathieu LOISEAU
2010	Etude approfondie de la communication binaurale et son impact au niveau de la compréhension en milieu bruyant	Anaël MAMANE
2010	Fonctionnement et performances objectives des systèmes de débruitage de la parole dans le bruit	Julien MAAREK
2010	Télévision et intelligibilité	Nicolas STOECKLIN
2010	Etude approfondie de la directivité d'une aide auditive dans la localisation verticale	Jonathan ZERBIB
2010	Efficacité des réducteurs de bruit: amélioration de l'intelligibilité selon la nature du bruit et de l'âge du patient	Anaïs BINABOUT
2010	Le renouvellement d'appareillage et ses obstacles chez l'adulte	Jérémy COHEN
2010	Asymétrie fonctionnelle inter-auriculaire admissible en vue d'un réglage stéréophonique	Davuid GENDRON
2011	La fiabilité du Datalogging dans la détection de l'environnement	LOIZEAU Hélène
2011	Réglages proposés par différents fabricants pour une même audiométrie et 3 méthodes d'appareillage	HADDAD Yoann
2011	Effet de la compression non linéaire en fréquence sur la perception auditive et l'intelligibilité	BOUAZIZ Jonathan
2011	De l'impact du son à l'émotion : étude sur le ressenti patient et outils à disposition	SAGE Thomas
2011	Etude comparative entre la prothèse auditive à ancrage osseux baya et le système Gros WIFI dans la réhabilitation de la cophose unilatérale	AZUELOS Rachel-Laure
2011	Vers un programme optimisé pour l'écoute de la musique	SOUQUET Hélène
2011	Quels sont les freins à l'appareillage et comment pouvons-nous y remédier?	SITBON Cindy
2011	Etude comparative d'appareillage de type open fit pour un même patient et trois fabricants différents	ZOUARI Jessica
2011	La calibration par le BioSoundSystem de fichiers sonores audio-numériques personnels, Les perspectives d'utilisations audio-prothétiques	BOSTYN Henri
2011	Influence des différents types de pâtes à empreintes dans la réalisation des embouts, micro-embouts et intra-auriculaires	BINABOUT Sacha
2011	Stratégies d'éducation auditive dans des cas de surdités moyennes : élaboration d'un entraînement auditif chez l'adulte	CIVELEKOGLU Béatrice
2011	Dans quelle mesure le mode de passation des tests audiométriques en champ libre ou au casque, en décibel SPL ou HL influence t'il les résultats obtenus?	DI GREGORIO Olivia
2011	Impact de l'anti larsen sur l'adaptation prothétique	FAUSTIN Kevin
2011	La part psychologique de la prise en charge du presbycusique par l'audioprothésiste : écoute, analyse et soutien	REBIBO Eva
2011	Quel avenir pour les appareils de type intra-auriculaire "standarts"?	JAIS Maëva
2011	Evaluation des Systèmes d'améliorations de la parole dans le bruit, des aides auditives Agilpro (OTICON), sur l'intelligibilité et la mémoire immédiate	ASSAYAG Joël
2011	Intérêts de l'audiométrie in vivo dans le processus d'appareillage	DERHY Jérémy
2011	Le dépistage néonatal de la surdité en 2011 Débats et perspectives	MORLON Julien
2011	Peut-on faire confiance aux logiciels des fabricants ou doit-on mesurer systématiquement les courbes de gain d'appareils ?	SONNET Charles-Edouard
2011	Gestion de l'effet d'occlusion dans l'intra-auriculaire	BITTON Rébecca
2011	Efficacité et évolution du système de réduction de bruit de deux générations d'aides auditives : ELEVA 211 - Audéo SMART S.V. Leur influence sur l'intelligibilité et les capacités attentionnelles en milieu bruyant	LE TREUT Mathieu
2011	Apport de la mesure in vivo dans l'adaptation de l'appareillage auditif et son suivi	ZANA Yohan
2011	Gestion et utilisation des résonnances du conduit auditif externe et du crâne en adaptation prothétique	ELMALEH Céline
2011	Protocole de test complémentaire afin d'objectiver l'apport de la captation du son du côté cophosé des différents systèmes Cros ou Bicos	ATTYASSE Raphaël



> MÉTIER ET TECHNIQUE

2011	Pertinence de la distinction Homme/Femme dans les réglages d'appareils d'aide auditive	SCHNEIDER Doris
2011	Informatisation et évaluation de la P.E.P. de L.DODELE "procédure déquillage phonétique"	DUPUICH Sandra
2011	Etude rétrospective sur la comparaison des performances entre patients implantés cochléaires bilatéraux et patients implantés cochléaires unilatéraux avec prothèse auditive controlatérale	FLAMENT Jonathan
2011	Etude de cas du nouvel implant osseux à peau fermée ALPHA 1	ZEITOUN Marc
2011	Intérêts du FREEFIT dans l'appareillage	COHEN Cécilia
2011	Le CIC Open comme alternative au RIC cas de perte auditive avec bonne conservation des graves	FITOUSSI Anna
2011	Innovations technologiques au service de la prise en charge de l'acouphène	MAMOU Julien
2012	Exploration des techniques visant à la compensation dans l'appareillage de la presbycusie	AMAR ép MIMOUN Laura
2012	L'audition un enjeu de santé publique	BELAICHE Sarah
2012	Intérêts de l'appareillage intra-auriculaire profond chez le presbycusique présentant une surdité légère à moyenne	BETHOLAUD François-Xavier
2012	Comparaison des performances stéréoacoustiques pour 10 patients équipés alternativement en intra-auriculaires semi-profonds et en contours d'oreille à écouteur déporté RIC	BOUCAI Régis
2012	Efficacité des systèmes CROS/BICROS sur l'intelligibilité dans le bruit et la localisation spatiale	CARIO Olivier
2012	Les zones mortes cochléaires et la duplication fréquentielle "spectral iq" de Starkey	CHAPEL Sophie
2012	Analyse des confusions phonétiques avant et après appareillage	CHEMLA Johanna
2012	L'intelligibilité de la parole est-elle dégradée dans les régions de normo-entendances chez les auditeurs présentant une perte auditive cochléaire au dessus de 3KHZ ?	DAURES Olivia
2012	Mise en évidence de la corrélation entre les seuils d'émergence et les seuils d'intelligibilité dans un bruit de cocktail party pour les normo-entendants et certains auditifs appareillés	FAVRE Cécile
2012	Intérêts et fiabilité de la mesure in vivo intégrée dans la démarche d'appareillage	GOUDIER Thibaud
2012	Perspectives théoriques d'amélioration de l'intelligibilité à moyen terme par l'utilisation de tests d'opposition phonétique,	LACOUR Alice
2012	Evaluation de la gêne auditive du patient par le patient et son entourage avant et après appareillage,	LEGRET Caroline
2012	Prise en charge de la personne présentant une déficience auditive unilatérale afin de rétablir au mieux la stéréoacousie	LOMBROSO Meyer
2012	Les acouphènes ont-ils une incidence sur le test ANL ?	MAZZERI Chloé
2012	Effet d'un réducteur de bruit sur la capacité de discrimination des informations de modulation d'amplitude chez les sujets malentendants et normo-entendants	MIERMONT Franck
2012	Optimisation de l'adaptation prothétique pour un usage en milieu sonore à risque	MISSISTRANO Cédric
2012	Déficiences auditives moyennes et sévères : orientation prothétique entre un contour d'oreille classique et un contour d'oreille à écouteur déporté	NADJAR Jennifer
2012	Evaluation de l'effet d'un entraînement auditif : l'entraînement auditif dans le bruit	NILSSON Jessica
2012	Etude comparative des différents systèmes d'écoute télévision des fabricants de prothèses auditives	PAPOUNAUD Quentin
2012	Analyse du niveau de satisfaction du patient étude en vue de la création d'un outil informatique universel	PARTOUCHE Anthony
2012	évaluation du bénéfice apporté par des séances de rééducation auditive basées sur des exercices d'orthophonie chez des patients presbycusiques	PICH Elodie
2012	Existe-t-il un lien entre le test de l'ANL et le Span-Test, évolution de ces deux indices au cours d'un premier appareillage,	RUDRAUF Laure
2012	Etude comparative de l'apport d'intelligibilité de la parole en milieu bruyant d'une aide auditive haut de gamme et d'une aide auditive entrée de gamme,	SAKSIK Myriam
2012	La déhisence du canal semi-circulaire supérieur : le syndrome de minor	SAYADA Lyor
2013	Perception du timbre musical à travers un appareil de correction auditive	ADOBES Anais
2013	Présentation d'un test dans le bruit : l'ANL Acceptable Noise Level	ATTALI Anouck
2013	Vers une procédure conventionnelle de renouvellement d'appareillage	AZOULAY Jennifer
2013	Etude des performances de la compression fréquentielle chez des patients presbycusiques présentant des pertes sévères sur des fréquences aigües	BELKAIM Annaelle
2013	Influence de la profondeur d'insertion sur l'appareillage: comparaison entre l'intra-auriculaire semi-profond et le Lyric	BEN KEMOUN Laura
2013	Le devenir d'un enfant sourd	BOUSKILA Chloé
2013	Qualité d'écoute de la musique avec des appareils auditifs: étude et bilan de satisfaction	DE BOISGROLLIER Lucie
2013	Analyse statistique du bénéfice appareillage en fonction du résultat ANL	GOMORD Guillaume
2013	Appareillage d'une cophose unilatérale par conduction osseuse ou aérienne	MALLET Charlotte
2013	Mesurer objectivement et subjectivement l'effet d'un réducteur de bruit sur l'amélioration du rapport signal-bruit	MIRASSOU Franck



2013	Le malentendant plus performant dans le bruit que le normo-entendant?	PAUL Thibault
2013	Le personnel paramédical et les personnes âgées dépendantes appareillées vivant en institution	PITOLLET Fanny
2013	La programmation Neuro-Linguistique et les différentes compensations	PLANTIER Clément
2013	Impact des algorithmes de traitement des signaux sur les mesures en cabine	ROCHES Aurore
2013	Le handicap de la malentendance en entreprise	ROUSSELET Marie
2013	Phénomène de suppléance mentale dans les tests d'audiométrie vocale	TAN François
2013	Etude des presbyacousies légères: intérêts de leur appareillage	TEXIER Amélie
2013	Etude sur l'incidence du facteur de compression sur la discrimination des phonèmes de la parole	TOUITOU Jordana
2013	Effet d'un entraînement auditif chez des personnes presbyacousiques appareillées depuis au moins un an	TREPTEL Julie
2014	Seuil Subjectif d'inconfort : Répétabilité, Reproductibilité et intérêts dans les réglages prothétiques.	ATTAL Laurie
2014	Etude du traitement du signal des appareils auditifs et de leurs efficacités dans le bruit.	BENHARROUCH Esther
2014	L'intérêt du questionnaire IOI-HA dans la prise en charge d'un déficient auditif.	BENICHOU Audrey
2014	Le test à voix chuchotée simplifié.	BERGERE Sébastien
2014	Les accessoires d'aide à l'écoute sont-ils réellement indispensable pour la personne appareillée?	BOUKHRIS Diana
2014	Thérapie de prise en charge de l'acouphène	CAPELLE Clémence
2014	L'analyse des comportements des Seniors presbyacousiques: mise en place des typologies de patients en vue d'une meilleure adaptation.	CHICHE Rebecca
2014	L'intra-auriculaire semi-profond: état des lieux	COUTANT Marie-Alix
2014	De l'embout standard à l'embout sur mesure: avantages et limites pour les patients atteints de presbyacousie.	DERIOT Clarisse
2014	Corrélation entre l'autonomie des patients de plus de 75 ans et l'entretien de leurs aides auditives.	FAREAU Adrien
2014	Pertinence de la compression fréquentielle Micon de Siemens	FITOUSSI Mickaël
2014	Impact de l'environnement sonore sur la rééducation auditive du patient en primo-appareillage	GUILHEM-DUCLEON Margaux
2014	Evaluation psychophysique des effets de l'âge et d'une perte d'audition neurosensorielle sur la capacité à percevoir les informations temporelles de signaux acoustiques. + étude complémentaire	GROUSSEAU Amandine
2014	Place de la thérapie d'habituation (TRT) dans le traitement de l'acouphène.	HAKIMI Mehdi
2014	La prise en charge audioprothétique du jeune enfant candidat à l'implant cochléaire. Etat des lieux et intérêts,	LECAT Camille
2014	Etude comparative entre la transposition fréquentielle linéaire de Widex et la duplication fréquentielle de Starkey chez des patients presbyacousiques présentant une perte sévère sur les fréquences aigus	PORZYCKI Aviva
2014	Comparaison de deux accessoires kit mains libres - Le collier magnétique et le système Bluetooth.	ROCHARD Adèle
2014	Influence des paramètres dynamiques de la compression en intensité sur l'intelligibilité de la parole : étude comparative des trois types de compressions chez Siemens.	ROSSIGNOL Nicolas
2014	Etude sur les réseaux de soins dans le secteur de l'audioprothèse.	SCEBAT Déborah
2014	Suivi d'un appareillage auditif : Protocole, Dépistages et diagnostics de pannes	SERRER Chloé
2014	L'influence de la qualité de la motivation du patient presbyacousique sur les résultats audioprothétiques et la réussite de l'appareillage.	TAPIERO Déborah
2014	Seuil d'inconfort en audiométrie tonale , étude et corrélation au réflexe stapédien.	TRAN David
2014	Etude comparative des nouveaux dispositifs à ancrage osseux: BP110 VERSUS B.A.H.A 4	ZERBIB Liora



Interview

Remise de la Légion d'honneur dans le grade de Chevalier à Xavier RENARD Président d'honneur du Collège National d'Audioprothèse

Ce texte a été rédigé par François DEGOVE relu et complété par les cosignataires.

Général Christian PIQUEMAL, Docteur Jacques LEMAN, François DEGOVE (CNA).



Par décret du 5 avril 2015 Xavier Renard était nommé au grade de Chevalier de la Légion d'Honneur par le Président de la République au titre de la Grande Chancellerie de la Légion d'Honneur. La Croix de Chevalier de la Légion d'Honneur lui a été remise à Comines (59560) par le Général Christian Piquemal en présence de Monsieur le Maire de Comines devant un parterre de confrères, de représentants des domaines de la santé, de l'armée ainsi que d'amis et proches.

Après une présentation de Xavier Renard par Monsieur le Maire de Comines, Alain Detournay, le Général Piquemal a pris la parole pour mettre en exergue le parcours exceptionnel du récipiendaire.

Mais, tout d'abord, qui est le Général Christian Piquemal ?

Général de Corps d'Armée 4 étoiles 2S, Officier de la Légion d'Honneur, Commandeur de l'ONM et titulaire de nombreuses autres décorations. Moniteur parachutiste, titulaire de deux diplômes d'ingénieur, audi-

teur du Centre des Hautes Etudes Militaires, il a eu un parcours exemplaire qui l'a conduit entre autres postes prestigieux à commander la Légion Etrangère pendant 5 ans de 1994 à 1999 mais aussi, à servir pendant trois années au sein du cabinet de trois Premiers ministres. Christian Piquemal a aussi été un sportif national et international et reste aujourd'hui à un niveau d'excellence que beaucoup de jeunes aimeraient atteindre. Commander la Légion Etrangère et occuper des postes de conseiller dans des cabinets ministériels de premier plan exigeant, comme on peut l'imaginer, de posséder de réelles capacités intellectuelles, morales mais aussi physiques. Recevoir la croix de chevalier la Légion d'honneur de cet officier général, délégué du grand Chancelier, était évidemment un très grand honneur pour Xavier Renard.

Pourquoi le Général Christian Piquemal pour remettre cette médaille à Xavier Renard ?

Peu de gens le savent mais, il se trouve que Xavier Renard a eu deux moments très différents dans son parcours professionnel. Tout d'abord, il fut diplômé de l'Ecole Spéciale Militaire de Saint Cyr et c'est là qu'il rencontra Christian Piquemal. Il resta dans l'armée une dizaine d'années comme officier. Depuis leur rencontre à Saint Cyr, leur amitié n'a jamais cessé. Ce passé n'a jamais été mis en avant par Xavier même si certains pouvaient prendre conscience d'une évidente aptitude au commandement. Ceux qui ont travaillé à ses côtés savent aussi que jamais il n'a faibli dans ses engagements professionnels que ce soit au titre du Collège National d'Audioprothèse en tant que Président aussi bien que à titre syndical.

Rappel et actualité de quelques titres et travaux.

Après l'obtention de son diplôme d'état lui conférant l'aptitude à l'exercice de l'audioprothèse, il suivit un parcours à l'Université de Besançon qui lui permit d'obtenir les 3 diplômes de cette Université dans laquelle le Pr J. C. Lafon engageait chacun de ses étudiants à se dépasser pour acquérir non seulement une compétence mais une conscience de leurs responsabilités en tant que professionnel de santé face à la surdité, ses conséquences et ses exigences. Il avait sous la main sans le savoir un homme pour qui l'engagement était l'essence même de sa vie. De ce point de vue le passage à St Cyr est probablement une illustration de ce trait de caractère. Il s'engagea donc, passa un diplôme d'ingénieur en Génie Biologique et Médical, puis plus tardivement un diplôme d'acousticien de l'Université de Nancy, dont il ne tarira jamais d'éloges.

Parallèlement à ces formations il se consacra à l'écriture d'un ouvrage publié par Arnette sur le « Préréglage », à des recherches plus fondamentales sur l'audition prénatale à la maternité Paul Gelle à Roubaix (Pr G. Crepin) sous la direction du Pr D. Querleu avec la collaboration du Dr M. Titran.

Ces travaux bien que remontant aux débuts des années 80 restent toujours d'actualité. En effet, la lecture d'une petite note dans un journal scientifique destiné au grand public (Sciences et Avenir, Avril 2015), voir ci-dessous, nous en apporte la preuve à point nommé.

La voix de la mère au secours des prématurés

AUDITION Les difficultés à entendre et comprendre rencontrées par les nourrissons nés prématurément pourraient être palliées en créant un environnement *in utero*, grâce à des enregistrements de la voix (chansons et histoires) et des

battements cardiaques de leur mère. Une exposition de trois heures par jour à ces sons permet d'épaissir le cortex auditif de l'enfant. Reste à mesurer l'effet sur le développement du langage. L. L. SOURCE : ALEXANDRA WEBB, HARVARD MEDICAL SCHOOL, BOSTON, ETATS-UNIS.

SCIENCES & Avenir AVRIL 2015



Publication de : A. Webb et Col. qui en sont à l'origine. (cf PNAS 2015 ci-dessous) : Mother's voice and heartbeat sounds elicit auditory plasticity in the human brain before full gestation. Alexandra R. Webb, Howard T. Hellerb, Carol B. Bensonb, and Amir Lahava,c,1. Department of Pediatrics Newborn Medicine and bDepartment of Radiology, Brigham and Women's Hospital, Boston, MA 02115; and cDepartment of Pediatrics, Mass General Hospital for Children, Harvard Medical School, Boston, MA 02115

La bibliographie qui ne va pas au-delà de 1988 comporte effectivement un manque d'information un peu préjudiciable mais une lecture attentive nous renvoie (référence 56) à un article de J. P. Lecanu et col. qui citent Querleu, Renard et Versyp (cf références ci-dessous) comme étant les véritables initiateurs du sujet dans les domaines de la recherche scientifique et médicale :

Fetal cardiac and motor responses to octave-band noises as a function of central frequency, intensity and heart rate variability. J-P. Lecanueta, C. Granier-Deferre" and M-C. Busnelb 1988.

a Laboratoire de Psycho-Biologie de l'Enfant* CNRS, UA315 41, rue Gay-Lussac, Paris 75005, and

b. Groupe G&nPtique, Neurogt%tique et Comportements, UER Biomédicale. Université PARIS V, 45, rue des Saints-P&es, Paris 75006, France

Querleu, D., Renard, X. and Versyp, F. (1981): Les perceptions auditives du fœtus humain. Med. et Hyg., 39,2101-2110.

Querleu, D., Renard, X. and Versyp, F. (1985): Vie sensorielle du fœtus. In: L'environnement de la naissance, pp. 15-41. Editeurs: M. Tournaire and O. Levy. Vigot, Paris.

Xavier était aussi connu pour sa rigueur de travail. Il évaluait sans cesse ses pratiques. Le Docteur Jacques Leman qui est l'un des spécialistes français de l'audiologie médicale pédiatrique, nous l'a rappelé lors de discussions ou d'échanges épistolaires. Les discussions qu'il a eues avec lui portent sur des sujets aussi divers que :

- le recrutement, la sommation binaurale dans le prééclage,





- la complémentarité des examens électrophysiologiques avec les tests comportementaux qui permettaient en mettant en commun les résultats de l'un et de l'autre d'estimer la courbe audiométrique la plus probable de l'enfant sourd (avec ou sans handicap associé) et ce dès le plus jeune âge et en précisant un éventuel recrutement ou une possible participation centrale,
- les travaux avec le Dr M. Titran et la participation active à l'organisation d'un dépistage systématique, avant l'heure, (avec un babymètre) à la maternité P. Gellé. Pour mémoire, sur une statistique de 8049 enfants entre 1975 et 1977, 229 se sont révélés douteux ou suspects en maternité (2,84 pour 100 naissances). Ces bébés étaient revus à un mois d'âge au CAMSP de Roubaix. Il n'y en avait plus que 20 douteux ou suspects (soit 2.48 pour 1000 naissances). Le Dr Jacque Leman nous rappelle alors : « C'est là que j'intervenais dans le cadre de la consultation d'enfants sourds du CH de Roubaix et je retrouvais après PEA ou ECoG 10 enfants sourds (soit : 1,24 pour 1000 naissances) ». Au passage rappelle-t-il : « l'arrêté relatif au cahier des charges national du programme de dépistage de la surdité permanente néonatale date du 3 novembre 2014... soit près de 40 ans plus tard, avec d'autres techniques telles que OEA et PEAA ! ».

■ **Au-delà de ce travail de recherche, une volonté de fédérer, d'organiser, de dynamiser toujours présente s'est traduite par :**

- la mise en place des EPU, depuis une vingtaine d'années,
- la publication des ouvrages du Collège National qui sont sans cesse réédités,
- la publication de l'ouvrage plus personnel en collaboration avec Frank Lefèvre sur la phonétique chez Masson
- la création de la Société Scientifique Internationale du Préréglage, (SSIPR),
- son appartenance au BIAP et sa participation aux travaux de cette société savante

Tous ces engagements et événements montrent, s'il en était besoin, que l'absence de volonté n'est pas ce qui qualifierait le mieux Xavier.

■ **L'avenir maintenant**

Comme tout légionnaire, ce qui va s'imposer à lui maintenant, il le sait aussi, c'est plus que par le passé encore, une volonté pour pousser les jeunes à aller vers plus de cohérence et, sans tabou, de remettre sur l'ouvrage sans cesse les certitudes sur lesquelles se fonde le travail. Cela on le sait ce sera une véritable mise à l'épreuve des réalités d'où cette nécessité de garder modestie et discrétion pour honorer cette distinction en particulier dans un monde où, on le voit et on l'entend en permanence, le savoir devient chaque jour plus encombrant par ce qu'il impose de remise en cause des certitudes ; quand elles ont été montrées c'est normal mais, quand elles ont été soi-disant révélées c'est beaucoup plus difficile et ce sont celles là qu'il faut combattre sans faiblir.

Pour revenir à notre point de départ, on peut sans nul doute, comprendre un peu mieux pourquoi l'engagement, qu'il soit militaire ou d'une autre nature, suppose aujourd'hui un humanisme et une compréhension des différentes philosophies morales, des sciences etc... pour ne pas tomber dans l'obscurantisme pas plus que l'angélisme qui guettent toutes les sociétés aujourd'hui. Cela Le Général Ch. Piquemal le lui avait clairement rappelé lors de son intervention : « cette récompense n'est pas que le couronnement d'une vie d'engagement. Elle doit sans cesse le rappeler à une exigence encore plus forte vis-à-vis de lui-même et cela à partir d'aujourd'hui ». Mais, il l'avait bien compris en suggérant, par exemple, à l'assemblée du Collège en 2004 de choisir comme successeur Eric Bizaguet qu'il savait différent de lui mais dont il savait aussi que les qualités morales, humaines et scientifiques seraient une garantie pour l'avenir et l'évolution du Collège. Le temps a montré qu'il ne s'était pas trompé. C'est cela aussi qui a été marqué par cette décoration qui ne serait rien si il n'y avait pas eu le reste, avant.

Comme le veut la tradition le Général Christian Piquemal lui a rappelé solennellement à la fin de son discours que : « les valeurs du premier ordre national doivent rester en accord avec les démarches de dépassement de soi et d'excellence au service du bien commun ».

■ **Publication et communications scientifiques sur l'audition fœtale humaine (Relevé Chronologique, liste non exhaustive)¹**

Bruit intra-utérin, perceptions auditives et réactivité fœtale aux stimulations sonores. (en collaboration avec QUERLEU D., GUERIN B.). Société Nationale d'Obstétrique et de Gynécologie. REIMS - 11 Juin 1980.

Bruit intra-utérin et perceptions auditives du fœtus. (en collaboration avec QUERLEU D., CREPIN G.). Séance de l'Académie Nationale de Médecine. PARIS - 5 Mai 1981.

Bruit intra-utérin et perceptions auditives du fœtus. (en collaboration avec QUERLEU D., CREPIN G.). Bulletin Académie Nationale de médecine. 1981, 165, 581 - 588.

Les perceptions auditives du fœtus humain. (en collaboration avec QUERLEU D.). Médecine et hygiène. GENEVE - SUISSE - 1981, 39, 2102 - 2110.

Perception auditive et réactivité fœtale aux stimulations sonores. (en collaboration avec QUERLEU D., CREPIN G.). Journal de Gynécologie et d'Obstétrique et Biologie de la Reproduction. 1981, 10, 307 - 314.

Maternal and external voices : a component of the fetal environment. (en collaboration avec QUERLEU D., CREPIN G.). XVIème Congrès International d'Audiologie. HELSINKI - FINLANDE - 23 - 27 Mai 1982.

Réactivité du nouveau-né de moins de deux heures de vie à la voix maternelle. (en collaboration avec QUERLEU D., LEFEBVRE C., TITRAN M., MORILLION M., GUERIN DU MASGENET B., CREPIN G.). Société Nationale d'Obstétrique et de Gynécologie. Séance de REIMS - 8 Juin 1983.

L'audition du fœtus in utero. (en collaboration avec QUERLEU D.). Gynécologie et Obstétrique. N° 93, 1er Novembre 1983, 24 - 25.

The sound environment of the human fetus : transmission of maternal and external voices. (en collaboration avec QUERLEU D., VERVOORT P., CREPIN G.). International Symposium : Ontology of bonding attachment. BRUXELLES - BELGIQUE - 28 Janvier 1984.

Discrimination of the mother's voice immediately after birth : Preliminary study of a prenatal auditory experience. (en collaboration avec QUERLEU D., LEFEBVRE C., TITRAN M., MORILLION M., CREPIN G.). International Symposium : Ontology of bonding attachment. BRUXELLES - BELGIQUE - 28 Janvier 1984.

1. Une liste plus longue de publications de cette équipe est mise en fin de cette présentation



Réactivité du nouveau-né de moins de deux heures de vie à la voix maternelle. (en collaboration avec QUERLEU D., LEFEBVRE C., TITRAN M., MORILLION M., CREPIN G.). Journal de Gynécologie et d'Obstétrique et Biologie de la Reproduction. 1984, 13, 125 - 134.

Evaluation diagnostique de la souffrance foetale pendant la grossesse au moyen d'un test de stimulation sonore. (en collaboration avec QUERLEU D., BOUTTEVILLE C., CREPIN G.). Journal de Gynécologie et d'Obstétrique et Biologie de la Reproduction. 1984, 13, 789 - 796.

The sound environment of the human fetus, transmission of maternal and external (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F., PARIS-DELRUE L.). International Workshop on Developmental Neurology of the Fetus and Preterm Infant. GRONINGEN - NETHERLANDS - 11 Septembre 1985.

L'audition prénatale. (en collaboration avec QUERLEU D., CREPIN G.). Société Nationale d'Obstétrique et de Gynécologie, groupement Centre. CLERMONT-FERRAND - 12 Octobre 1985.

Vie sensorielle du foetus. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F.). Colloque «Environnement de la naissance». Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français. PARIS - 20 Novembre 1985, VIGO éd.

Sound stimulation test and fetal well-being. (en collaboration avec QUERLEU D., BOUTTEVILLE C., CREPIN G.). American Journal of Gynecology and Obstetrics. 1985, 151, 829 - 830.

Perceptions auditives du foetus in utero. Journal de Gynécologie et d'Obstétrique et Biologie de la Reproduction. 1985, 14, 58 - 60.

Effets des stimulations sur le rythme cardiaque foetal. (en collaboration avec QUERLEU D., BOUTTEVILLE C., CREPIN G.). IVème Colloque National de Physiologie Obstétricale. LYON - 24 Janvier 1986.

L'Audition du foetus et du nouveau-né. (en collaboration avec QUERLEU D.). Journée de Périnatalité. Centre Hospitalier Régional et Universitaire de Brest - 23 Mai 1986.

Fetal hearing. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F., PARIS-DELRUE L., CREPIN G.). Xth European Congress of Perinatal Medicine. LEIPZIG - ALLEMAGNE - 16 Août 1986.

Commentary. Can the fetus listen and learn ? British Journal of Obstetrics and Gynaecology. 1986, 93, 411 - 412.

Sensorialité du foetus et du nouveau-né. Forum de l'Enfance. BREST - 15 Mai 1987.

Aptitudes sensorielles du nouveau-né et du foetus. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP

F., CREPIN G.). Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Instantanés Médicaux, 1987, 56, 29 - 32.

Etude de la sensorialité du foetus et du nouveau-né. (en collaboration avec QUERLEU D., TITRAN M.). Les Cahiers de l'Audition. Vol. 1, N° 3, Septembre 1987, 45 - 53.

La transmission intra-amniotique des voix humaines. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F., PARIS-DELRUE L., VERVOORT P.). Revue Française de Gynécologie et d'Obstétrique 1988, 83, 43 - 50.

Fetal hearing. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F.). European Journal of Obstetrics and Gynaecology and Reprod. Biol. 1988, 29, 191 - 212.

Relations auditives mère/foetus. (en collaboration avec QUERLEU D., VERSYP F.). Contraception, fertilité, sexualité. 1988, 16, 863 - 868.

Hearing by the human fetus ? (en collaboration avec QUERLEU D., BOUTTEVILLE C., CREPIN G.). Seminars in Perinatology. 1989, 13, N° 5, 409 - 420.

Foetus et nouveau-né : déjà des aptitudes sensorielles. (en collaboration avec QUERLEU D., BOUTTEVILLE C., CREPIN G.). Tempo médical 1989,


**Annuaire Français
d'Audiophonologie**



auditionTV

News | Interviews | Reportages



La 1^{ère} Web TV
dédiée au monde
de l'audition



accéder à
auditionTV

www.annuaire-audition.com





Veille acouphène

L'hyperacousie

2) Contribution à l'établissement d'un modèle neurophysiologique de l'hyperacousie

Philippe LURQUIN

Audioprothésiste,
Bruxelles-Charleroi

Chargé de cours,
membre du
Collège National
d'Audioprothèse



Hélène Viollette

Audioprothésiste,
Lille



Introduction

Il y a une préhistoire dans le traitement que dans la compréhension de la genèse de l'acouphène. Le grand tournant fut amorcé au début des années nonante. Il y a un avant et un après Jastreboff. Le grand rôle de ceux-ci (Pawel et Margaret) fut de simplifier la neurophysiologie auditive en lui rendant sa cohérence et sa signification mais aussi en offrant au monde un modèle d'abord immédiat qui ne limite pas l'acouphène à un mécanisme périphérique comme dans les modèles de Tonndorff ou d'Ehrenberger, l'un et l'autre datés de la même décennie.

Si la qualité d'un modèle est la simplification et la diffusion à un plus grand nombre - ceci incluant tant les patients en attente de rationalisation et de counseling que les professionnels de santé en attente d'une définition claire et d'explications aussi satisfaisantes que complètes - il faut aussi rappeler que tout modèle est quelquefois réducteur et ne peut s'appliquer à chaque exception.

Le modèle de Jastreboff (voir Jastreboff 2015 pour une revue) fut construit autour de la pathologie acouphénique. Il est aujourd'hui admis que l'acouphène et l'hyperacousie résultent des mêmes mécanismes initiaux et que la comorbidité est quasi-totale quant à la présence d'acouphène chez l'hyperacousique (Anari, Axelsson, Eliasson, & Magnusson, 1999).

Classification

Bien qu'il convienne de distinguer deux types d'hyperacousie. Nous centrerons notre exposé sur l'hyperacousie dite de désafférentation. Celle-ci résulte d'une privation sensorielle auditive et donc d'une diminution partielle ou totale des entrées sensorielles dans les voies nerveuses. Ainsi la perte de cellules ciliées de la cochlée, tout comme un problème transmissionnel, provoquera une diminution de l'activité

cochléaire. En réponse à cette diminution, on observe une augmentation des décharges spontanées des relais sous-corticaux et donc une augmentation du gain central. Elle ne concerne donc que les fréquences atteintes par la perte auditive. Par opposition l'hyperacousie dite métabolique proviendrait d'un déficit central en sérotonine (Marriage & Barnes 1994). Cette déficience génère une symptomatologie bilatérale et symétrique sur toutes ou bon nombre de fréquences.

Rappel de physiologie auditive

On distingue trois mécanismes susceptibles d'intervenir et d'apporter une explication aux plaintes des sujets hyperacousiques :

1. Intégration temporelle auditive

Chez le sujet sain, la sensation d'intensité est dépendante de l'intensité, mais également de la durée.

Pour une intensité constante, plus la stimulation est brève, plus elle sera ressentie comme étant faible. Et donc, un stimulus bref, mais intense, sera comparable à un stimulus plus long, mais moins intense (Deltenre, 2013). Ainsi, pour des sons infé-

rieurs à une demi-seconde, l'intensité requise augmente de 10 dB chaque fois que l'on divise la durée par 10 (Dulguerov & Remacle, 2005). En d'autres termes, il faut 10 dB de moins pour détecter un son lorsque l'on passe de 20 à 200 ms.

Néanmoins, on constate que cette règle ne s'applique plus pour les sons qui excèdent 200 à 500 ms (Gerken, Bhat & Hutchison-Clutter, 1990).

Ce phénomène est connu sous le nom d'intégration temporelle puisque le système auditif intègre l'énergie acoustique au cours du temps.

Dans le cas de l'hyperacousie, un grand nombre de patients manifeste une gêne à l'égard des sons brefs. La courbe ci-dessus aura tendance à s'horizontaliser. Pour ces patients, chez lesquels le mécanisme d'intégration temporelle auditive est réduit les bruits d'impacts seulement sont perçus comme trop forts (Lurquin 2013).

2. Softness imperception

Un son présenté au seuil du patient sera perçu plus fort chez l'hyperacousique. Cette « non-perception de la douceur » traduite du terme anglais « softness imperception » désigne l'incapacité à entendre certains sons faibles qui sont audibles aux auditeurs « normaux ».

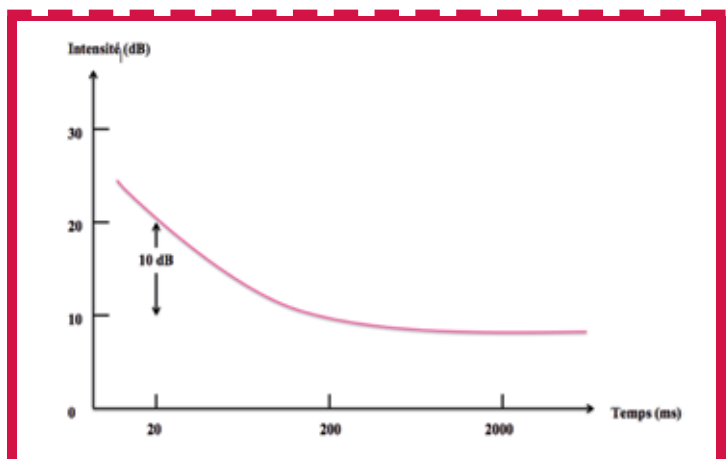


Figure 1 : Représentation de l'intégration temporelle



Ce phénomène est engendré par une croissance anormalement rapide de la sensation d'intensité sonore dès les bas niveaux (Florentine, 2003, Marozeau & Florentine, 2007).

Une première explication pourrait venir du codage de l'intensité par des populations ciliaires différentes : trois types de fibres afférentes reliées aux cellules ciliées internes ont été décrites (Erminy, Skanavi, Bonfils, Van Den Abbeele & Avan, 1995) : les cellules à seuil bas, à seuil haut et à seuil intermédiaire

- Le premier type de fibres correspond aux fibres les plus sensibles. Elles ont donc un seuil de stimulations bas. Elles présentent également un taux de décharges spontanées élevé ainsi qu'une sélectivité fréquentielle marquée.
- Le second type de fibres possède un seuil de stimulations haut, un taux de décharges spontanées moyen ainsi qu'une sélectivité fréquentielle qui pourrait être qualifiée comme étant intermédiaire.
- Le dernier type de fibres dispose d'un seuil de stimulations élevées avec un faible taux de décharges spontanées et une sélectivité fréquentielle peu marquée.

La présence de ces trois types de fibres permet d'expliquer l'étendue de la dynamique auditive chez les normo-entendants (de 0 à 120 dB). En effet, une stimulation de faible intensité va activer les fibres les plus sensibles jusqu'à leurs saturations, pour ensuite activer le second type de fibres et terminer par activer les fibres à seuil haut (Nouvian, 2013).

Chez les patients hyperacousiques, il y aurait une destruction des cellules à seuil haut. Par conséquent, les cellules restantes c'est-à-dire les cellules à seuil bas seraient hyperstimulées, ce qui favoriserait la création d'influx spontanés (Knipper, Van Dijk, Nunes, Rüttiger, & Zimmermann, 2013).

Plasticité cérébrale

La neuroplasticité, également appelée plasticité cérébrale ou neuronale, désigne la capacité du cerveau, et donc du système nerveux central à modifier et renforcer des connexions neuronales en fonction des expériences vécues tout au long de la vie. Néanmoins, cette capacité d'adaptation diminue avec l'âge (Van den Abbeele, 2003).

La recherche de silence classiquement rencontrées chez les sujets hyperacousiques entraîne à son tour une augmentation du gain auditif central. Les relais sous-corticaux (principalement le noyau cochléaire et le colliculus inférieur) vont amplifier les perceptions pour compenser la diminution des afférences. Comme cette augmentation se produit dès le seuil, on peut assister, après un trouble auditif, à une remontée des seuils par le gain central. On peut retrouver, au final, une hyperacousie aux sons moyens et forts avec un audiogramme normal.

Hyperactivité compensatoire des relais sous-corticaux

Les premières conséquences de la neuroplasticité seront d'une part la modification du code neural (augmentation des décharges spontanées et de la synchronie neurale) et d'autre part la réorganisation des cartes tonotopiques (Éggermont & Roberts, 2014).

Suite à une sous-stimulation sensorielle engendrée par une lésion ou une surprotection, le noyau cochléaire, qui est le premier relais du nerf auditif, va envoyer des influx spontanés (augmentation du « firing rate ») dans le nerf auditif. Ce processus s'établit dans le but de maintenir l'homéostasie chez les sujets ayant une plasticité cérébrale conservée. Ceci aura pour effet collatéral de créer l'acouphène et

l'hyperacousie ; on parle donc de plasticité inadaptée « maladaptive plasticity » (Wu & al 2015), de mécanisme compensatoire ou de plasticité homéostatique (Schaette & Kempster, 2006).

En 2007, Kaltenbach et Zhang ont pu vérifier qu'une exposition intense ou prolongée aux sons chez le rat engendre un mécanisme créateur d'influx surnuméraires lié à une hyperactivité dans le noyau cochléaire dorsal, le colliculus inférieur et le cortex auditif. Le mécanisme en est aujourd'hui connu et implique les cellules fusiformes du noyau cochléaire ainsi qu'un dysfonctionnement du canal potassium au sein de celles-ci (Li et al 2013).

Un individu sain percevra une variation de l'intensité en fonction du nombre de potentiels d'actions émis simultanément. Dans le cas du patient hyperacousique, la perception de l'intensité du son sera erronée à cause de ces influx spontanés. Et donc contrairement au recrutement, on constate un déplacement vers le haut de l'ensemble de l'échelle de sonie (Lurquin, Real, Thill, 2013, Sheldrake & al 2015).

Cette modification du code neural induit donc une « augmentation du gain central » (Auerbach, Rodrigues & Salvi, 2014).

Conséquence comportementale

L'hyperacousie est donc un mécanisme normal d'un cerveau normal sous stimulé. Le patient développe une hypersensibilité sonore, tout comme une personne qui vit dans l'obscurité pendant une longue période, ou établit un régime sans sel, développera une hypersensibilité à la lumière ou au sel. Notre propre système nerveux central développe donc une hypersensibilité à ce qui lui manque soit parce qu'il est abimé et que les cellules sensorielles sont en moindre nombre, soit parce que le



> VEILLE ACOUPHÈNES

sujet essaye de se prémunir et se sous-stimule intentionnellement créant par là un cercle vicieux.

Enfin, chez certains, la maladie peut provoquer une peur persistante et injustifiée, celle que le son abîme ses oreilles, appelée plus communément conduite d'évitement ou même phonophobie (Jüris & al 2013) si la modification comportementale est à la fois majeure, inappropriée et basée sur des distorsions cognitives plutôt que sur la simple volonté d'éviter la douleur.

Modèle de Jastreboff adapté à l'hyperacousie

Jastreboff a décrit un modèle neurophysiologique de l'acouphène, en intégrant les hypothèses de Hallam et al, et en proposant une vision plus globale des processus qui amènent à l'apparition d'acouphènes (Kroener-Herwig et al., 2000).

À partir de ses recherches sur des rats en laboratoire, il présente trois facteurs mis en cause dans l'émergence et la pérennisation des acouphènes : la génération d'une source, le mécanisme de détection, la perception et l'évaluation par le cortex cérébral.

Chez l'hyperacousique, le mécanisme est très similaire, c'est pourquoi nous avons adapté le modèle neurophysiologique de Jastreboff.

Nous savons que l'hyperacousie aurait pour origine une lésion ou une micro-lésion, c'est-à-dire une lésion avec un faible retentissement sur le seuil tonal. La première conséquence en sera une diminution des afférences conduisant à une sous-stimulation.

Une personne souffrant d'hyperacousie va se retrouver constamment confrontée à des niveaux sonores faibles ou moyens qui seront vécus comme trop intenses. Ceci va augmenter la détection des contrastes sonores.

Par conséquent, les bruits forts de l'environnement vont créer une mise en état d'alerte du patient, ainsi qu'une hypervigilance. Cette perception altérée de l'intensité sonore fait suite à l'hyperactivité compensatoire des relais sous-corticaux en réponse à un manque initial.

Cette hyperactivité des noyaux cochléaires va générer une émission d'influx surnuméraires vers le nerf auditif. Ceci va se traduire par une amplification des messages qui arrivent au cerveau, et donc d'une surreprésentation des aires de projections.

L'évaluation de ces perceptions est alimentée par des distorsions cognitives ou des dysfonctionnelles amenant à une conception approximative, déformée, voire totalement inexacte du monde (Moulin & Boureau, 2003 ; Rempp, 2012). Celles-ci vont susciter, chez les personnes atteintes

d'hyperacousie, une amplification limbique liée aux émotions uniquement notamment une peur de la douleur causée par le bruit. Lorsqu'une situation est vécue comme émotionnellement stressante, une hormone appelée corticotrophine (CRF : Corticotropin Releasing Factor) est libérée par l'hypothalamus. Cette dernière favorise la synthèse d'une seconde hormone qui est issue de l'antéhypophyse appelée adrénocorticotrope (ACTH).

L'ACTH stimule alors au niveau du cortex, les glandes surrénales qui produisent et libèrent du cortisol (Birmes, Escande, Gourdy & Schmitt, 2000 ; Sriram, Rodriguez - Fernandez & Doyle III, 2012). Ce stress perçu va alors accentuer la mise en état d'alerte du sujet (Hébert & Lupien, 2009).

De plus, des modifications comportementales révélées par des conduites d'évitement feront également suite au stress, aux peurs et aux émotions du sujet.

Des cercles vicieux seront générés puisque le patient qui évite les stimulations va inconsciemment accroître le mécanisme de sous-stimulation, qui induira à son tour une intensification de l'hyperactivité des noyaux cochléaires et des décharges spontanées responsables de l'hyperacousie.

Enfin, nous constatons que les connexions du modèle sont bidirectionnelles (Hazell, 1999). En effet, notre pensée peut, par exemple, influencer notre état de vigilance.

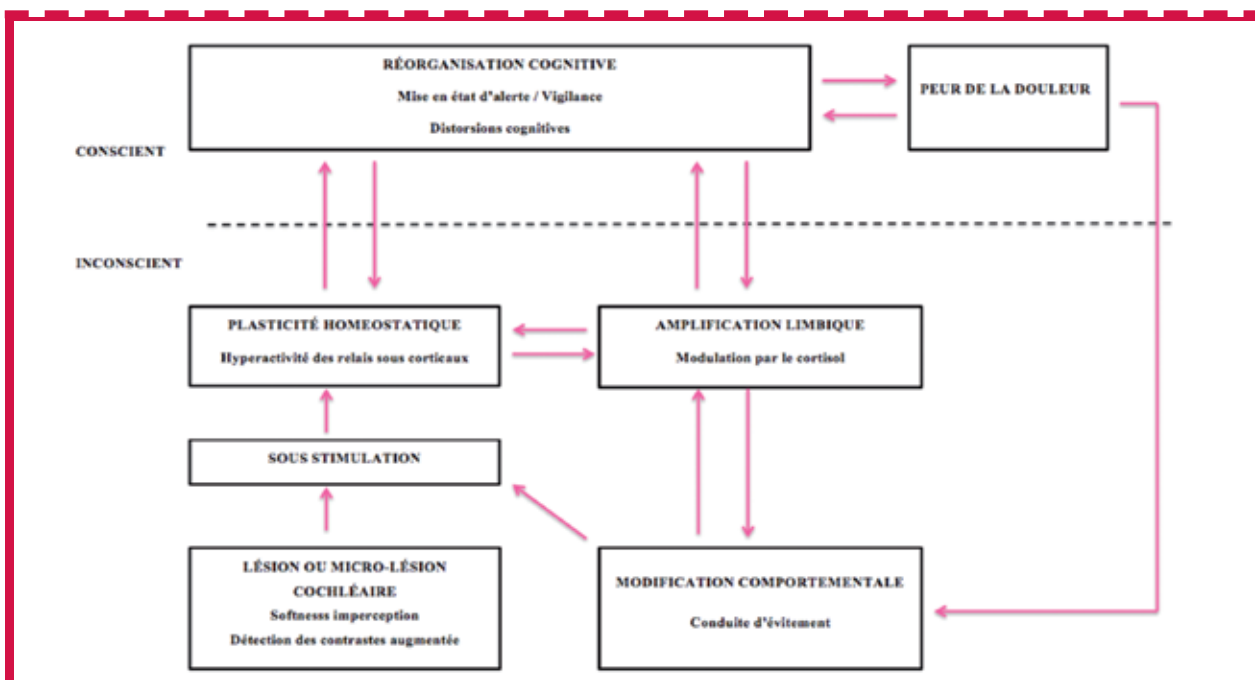


Figure 2 : Adaptation du modèle de Jastreboff à l'hyperacousie



Cependant, il n'y a pas de lien direct entre la source et les comportements. En effet, l'audiométrie n'est pas nécessairement corrélée aux réponses des questionnaires. En d'autres termes, ce n'est pas parce que l'on a une mauvaise audiométrie (lésion ou microlésion), que les questionnaires comportementaux seront mauvais.

Conclusion

On le voit la structure périphérie- système nerveux central propre au modèle de Jastreboff a été respectée de même que les étapes intermédiaires sous-corticales et limbiques. Les flèches rendent compte des désormais classiques circuits neuro-naux « top-down » et « bottom-up ». Notre modèle n'est en soi qu'une simple adaptation qui permet sur base de la littérature et des connaissances récentes d'intégrer l'hyperacousie au sein du modèle initial.

Bibliographie

- Anari, M., Axelsson, A., Eliasson, A., & Magnusson, L. (1999). Hypersensitivity to sound-questionnaire data, audiometry and classification. *Scandinavian Audiology*, 28(4), 219–230.
- Auerbach, B.D., Rodrigues, P.V., & Salvi, R.S. (2014). Central gain control in tinnitus and hyperacusis. *Frontiers in Neurology*, 206(5), 1-21. doi :10.3389/fneur.2014.00206
- Baguley, D.M., & Andersson, G. (2007). *Hyperacusis: mechanisms diagnosis and therapies*. San Diego: Plural publishing.
- Birmes, P., Escande, M., Gourdy, P., Schmitt, L. (2000). Facteurs biologiques du stress post-traumatique : aspects neuroendocriniens. *L'Encéphale*, 26(6), 55-61. Doi : ENC-12-2000-26-6-0013-7006-101019-ART8
- Crombez, G., Eccleston, C., Van den Broeck, Van Houdenhove, A., & Goubert, L. (2002). The effects of catastrophic thinking about pain on attentional interference by pain: no mediation of negative affectivity in healthy volunteers and in patients with low back pain. *Pain research & management*, 7(1), 31-39.
- Elbeze Rimasson, D., & Gay, M.C. (2012). Le fonctionnement émotionnel lors de la douleur chronique : état de question. *Annales Médicales-Psychologiques*, 170, 163-168.
- Eggermont J., Roberts L. (2014) Tinnitus: animal models and findings in humans, *Cell Tissue Res*, Springer (eds) DOI 10.1007/s00441-014-1992-8
- Erminy, M., Skanavi, S., Bonfils, P., Van Den Abbeele, T., & Avan, P. (1995). Physiologie de l'audition. *EMC, Oto-rhino-laryngologie*, 20-030-A-10.
- Florentine, M. (2003). It's not recruitment-gasp ! It's softness imperception. *The hearing journal*, 56(3), 10-15.
- Florentine M., Buus S., Rosenberg M. (2004) Reaction-time data support the existence of Softness Imperception in cochlear hearing loss in Auditory Signal Processing: Physiology, Psychoacoustics, and Models. Press-nitzer, D., de Cheveigné, A., McAdams, S., and Collet, L. (Eds). Springer Verlag, 2004.
- Gerken, G.M., Bhat, V.K.H., & Hutchison-Clutter, M. (1990) Auditory temporal integration and the power function model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(2), 767-778.
- Graham, J., & Martin, M. (2001). *Ballantyne's deafness* (6^e ed). Londres, Whurr (eds).
- Grégoire, S., Muller, E., & Marchand, F. (2010). Structures et mécanismes cérébraux impliqués dans les aspects émotionnels et cognitifs de la douleur. *Douleurs*, 11(4), 182-193.
- Hébert S., Lupien S. (2009) Salivary cortisol levels, subjective stress, and tinnitus intensity in tinnitus sufferers during noise exposure in the laboratory. *Int. J. Hyg. Environ. Health* 212, 37–44
- Jastreboff PJ (2015) 25 years of tinnitus retraining therapy, *HNO*, 4,307-311
- Jüris L., Andersson G., Larsen H., Ekselius L. (2013) Psychiatric comorbidity and personality traits in patients with hyperacusis *International Journal of Audiology* 52, 230–235
- Kaltenbach JA, Zhang J. (2007). Intense sound-induced plasticity in the dorsal cochlear nucleus of rats: Evidence for cholinergic receptor upregulation, *Hearing Research*, 226, 232-243
- Knipper, M., Van Dijk, P., Nunes, I., Rüttiger, L., Zimmermann, A. (2013). Advances in the neurobiology of hearing disorders: Recent developments regarding the basis of tinnitus and hyperacusis. *Progress in Neurobiology*, 111, 17-33. doi: 10.1016/j.pneurobio.2013.08.002
- Kroener-Herwig, B., Biesinger, E., Gerhards, F., Goebel, G., Greimel, K.V., & Hiller, W. (2000). Retraining therapy for chronic tinnitus. *Scandinavian Audiology*, 29(2), 67-78.
- Lurquin, P., Wiener, V., Thill, M.P., Delacres-sonnière, C., Lambert, O., & Maillot, A. (2003). L'hyperacousie : un symptôme banal du patient désafférenté ? *Les cahiers de l'Audition*, 16(4), 22-31.
- Lurquin, P., Real, M., Thil, M.P. (2013). Le traitement acoustique de la « triade classique » : acouphène - surdité - hyperacousie avec ou sans dysesthésie faciale. *Les cahiers de l'Audition*, 26(5), 42-45.
- Lurquin, P. (2013). Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur l'hyperacousie. *Les cahiers de l'Audition*, 26(6), 23-26.
- Marozeau J, Florentine M. (2007) Loudness growth in individual listeners with hearing losses : A review ,*Journal of Acoustical society of America*, 122 (3) ,82-87
- Meyer, B., & coll. (2001). *Acouphène et hyperacousie*. Paris, France : Société Française d'Oto-rhino-laryngologie et de Chirurgie de la face et du coup.
- Moller, A. (2000). *Hearing: Its Physiology and pathophysiology*. San Diego, CA: Academic Press.
- Moulin, J.F, & Boureau, F. (2003). Syndromes douloureux chroniques : complexité et pluridisciplinarité. In J.Wrobel (Ed), *Aspects psychologiques de la douleur chronique* (pp. 15-33). Paris : Ursa
- Nouvian, R. (2013). Cellule cilié interne : physiologie. En ligne <http://www.cochlea.eu/cellules-cilieuses/cellules-cilieuses-interne-structure/physiologie>
- Rempp C., Lurquin P. (2012). Distorsions cognitives des sujets acouphéniques. *Les cahiers de l'Audition*, 25(4), 28-34.
- Rivard, M.J. (2013). Les limites de la colère : Quand la colère se mêle à la douleur... *Psychologie Québec*, 30(1), 34-37.
- Sheldrake J., Diehl P., Schaette R. (2015) Audiometric Characteristics of hyperacusis patients, *Frontiers in Neurology* ,vol 6 doi:10.3389/fneur.2015.00105AA
- 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), p.3124-3138
- Sriram, K., Rodriguez-Fernandez, M., Doyle, F.J.III. (2012). Modeling cortisol dynamics in the neuro-endocrine axis distinguishes normal, depression, and post-traumatic stress disorder (PTSD) in Humans. *Plos computational biology* 8(2) : e1002379. doi:10.1371/journal.pcbi.1002379.
- Trost, Z., Vangronsveld, K., Linton, S.J., Quartana, P.J. & Sullivan, M.J.L. (2012). Cognitive dimensions of anger in chronic pain. *Pain*, 153, 515-517. doi:10.1016/j.pain.2011.10.023
- Van den Abbeele, T. (2003). Plasticité des voies auditives et surdité. *Archives de Pédiatrie*, 10 (1), p.156-158. doi : 10.1016/S0929-693X (03) 90421-0
- Vluyen, J.W.S., & Crombez, G. (2009). La psychologie de la peur et de la douleur. *Revue du rhumatisme*, 76(6), 511-516.
- Wu C., Stefanescu R., Martel D., Shore S. (2015) Tinnitus: Maladaptive auditory-somatosensory plasticity ,*Hearing Research*,1-10 <http://dx.doi.org/10.1016/j.heares.2015.06.005>



Veille Technique

Les innovations des industriels

— Bernafon

Bernafon complète son portefeuille produits, pour offrir une plus grande flexibilité dans les adaptations, avec des nouveautés autant dans le style, que dans la puissance et que dans le niveau de gamme.

NEVARA 1



Nevara est une solution issue de la technologie éprouvée Audio Efficiency™ propre à Bernafon. Les développements les plus récents en matière de fonctionnalités puissantes et efficaces sont intégrés dans la gamme d'aides auditives accessible à tous, Nevara.

La gamme Nevara offre une large palette de modèles et d'options, sans compter que cette solution auditive s'adapte simplement et peut être pilotée discrètement via une télécommande.

Une gamme complète pour tous les patients

Chez Bernafon, nous concevons des aides auditives discrètes et durables dotées d'une excellente performance. Nevara ne fait pas exception à la règle en offrant une puissance maximale de sortie comprises entre 125 et 137 dB SPL, permettant de compenser les pertes auditives légères à sévères.

De plus, le tout nouveau modèle contour d'oreille Power BTE est idéal pour tous ceux qui ont besoin de la puissance nécessaire pour faire face aux situations d'écoute les plus exigeantes.

	CPX	F BTE	N	NR	ITED	ITCD	ITC	CICP	CICx
CARACTÉRISTIQUES TECHNIQUES									
Directionnalité	dual omni	di	dir	dir	di	di	omni	omni	omni
Type de pile	13	13	312	312	13	312	312	10	10
Sélecteur de programme	●	●	●	●	○	○	○	○	○
Contrôle du volume	●	●	*	*	*	*	○	*	*
Classification IPxx	IP58	IP58	IP57	IP57	-	-	-	-	-
ACCESSOIRES									
Télécommande RC-N	○	○	○	○	○	○	-	○	○
FittingLINK	○	○	○	○	○	○	-	○	○
Adaptateur FM/DAI	○	○	-	-	-	-	-	-	-
PERFORMANCE (SIPULATEUR D'OREILLE)									
OSPL 90, crêtes dB SPL	137	136	128	132	129	128	128	125	119
OSPL 90, 1 800 Hz dB SPL	135	134	127	131	121	119	119	117	108
Gain maximum, crêtes dB	77	72	58	73	60	60	60	57	52
Gain maximum, 1 800 Hz dB	73	67	54	69	54	48	49	49	40
Gain test de référence, dB	60	58	47	54	47	41	42	42	34

● standard ○ en option
*Le bouton poussoir peut être programmé pour contrôler le volume

CPX, N, NR	F	INTRA-AURICULAIRES	
Coque inférieure graphite	Coque inférieure metallic anthracite	Coque inférieure metallic silver	

Les aides auditives Nevara sont compatibles avec la télécommande RC-N pour plus de discrétion et de confort lorsque l'on change de programme ou règle le volume.

Nevara est également compatible avec le dispositif de programmation sans fil FittingLINK, qui facilite l'adaptation et la rend plus agréable pour les patients.



NEVARA 1	
TRAITEMENT DES SIGNALS	
ChannelFree™	●
Speech Cue Priority™	●
Largeur de bande de fréquence	8 kHz
CONFORT D'ÉCOUTE	
Réduction adaptative du bruit Plus (ANR Plus)	2 cr
Suppression adaptative du larsen Plus (AFC Plus)	●
Soft Noise Management	2 cr
COORDINATION BINAURALE	
Contrôle du volume, changement de programme	●
DIRECTIVITÉ	
Omni fixe	●
Directivité fixe	●
Directivité automatique	●
FONCTIONNALITÉS PRATIQUES	
Bips avertisseurs du réglage du volume	●
Mode Silence/Veille par bouton-poussoir	●
Retardement de démarrage configurable	●
PERSONNALISATION	
Options/mémoires de programmes	7/4
Data Logging	●
Caractéristiques spécifiques du langage	●
REMI™	●
Client Interactif	●

● standard

Un ensemble de fonctionnalités performantes

Reposant sur la technologie Audio-Efficiency et grâce à ses fonctionnalités permettant d'améliorer la compréhension de la parole tout en assurant le confort dans le bruit, Nevara est un choix idéal pour ceux qui veulent tout simplement mieux entendre.



La technologie Speech Cue Priority™ est l'une des dernières innovations conçues par Bernafon. Alors que certains de vos patients ont besoin d'une amplification globale de tous les phonèmes, d'autres ont peut-être des difficultés à capter les intonations détaillées de la parole. Afin de répondre à ces besoins

variés, la technologie Speech Cue Priority™ fournit deux stratégies d'amplification alternatives. Le mode Priorité aux phonèmes met l'accent sur l'audibilité maximale de tous les détails fins du signal de la parole. Cette stratégie permet l'ajustement rapide de la valeur précise du gain d'amplification à appliquer à chaque phonème. Le mode Priorité à l'enveloppe atténue moins l'amplification du signal de la parole, pour préserver les contrastes sonores importants de l'enveloppe.

AFC Plus et ANR Plus sont extrêmement utiles dans un environnement bruyant. AFC Plus détecte et élimine efficacement le Larsen avant même qu'il ne soit audible. La vitesse est l'atout majeur de cette fonctionnalité. Vos patients remarqueront la différence lorsqu'ils mettront un chapeau, prendront quelqu'un dans les bras, répondront au téléphone ou régleront le volume. ANR Plus gère le bruit de fond en mesurant et répondant au rapport signal-bruit. Dans les environnements extrême-

ment bruyants, le système apporte une atténuation maximale.

Lorsque la parole couvre à nouveau le bruit, ANR Plus est une fonctionnalité intelligente qui n'apporte que peu ou pas d'atténuation au signal afin de conserver la clarté de la parole.

Directionnel Automatique est disponible comme le mode omni fixe et le mode directivité fixe. Selon l'environnement d'écoute détecté, la fonction sélectionne le meilleur paramètre. Ceci s'effectue automatiquement, ce qui est très pratique pour vos patients.

Power BTE



Le design moderne et la large palette d'options acoustiques font du nouveau modèle P BTE une aide auditive confortable, facile à porter et à utiliser.

Le tout nouveau Power BTE (ou P BTE) allie la puissance, la fiabilité et la modernité aux performances éprouvées des technologies Bernafon. Adossé aux fonctionnalités exceptionnelles de Juna 917, Saphira 513, et de la toute nouvelle gamme Nevara 1, le Power BTE est le parfait choix pour vos patients en quête de puissance et de performance au quotidien.

Le P BTE s'adresse à ceux qui attachent de l'importance à une technologie suisse robuste et fiable. De plus, le P BTE vous offre les clés d'une adaptation simple et efficace pour la plus grande satisfaction de vos patients.

La performance et le design pour vos patients

Il satisfera également les clients sensibles au design contemporain. Grâce à un niveau de sortie maximum de 138 dB SPL, cette aide auditive est idéale pour les clients souffrant de pertes auditives légères à sévères allant jusqu'à 100 dB HL.



P BTE avec design en forme de S de Bernafon

Le P BTE est disponible en neuf combinaisons de couleur élégantes. Les clients ont le choix entre des couleurs discrètes et plus vives selon les préférences personnelles de chacun.

COQUE INFÉRIEURE MAC (METALLIC ANTHRACITE)



COQUE INFÉRIEURE HSA (METALLIC SILVER)



Une adaptation parfaite

L'adaptation est possible avec le système miniFit. Il s'agit d'un système fiable et flexible qui s'utilise aussi avec le Pico RITE. Pour le P BTE, vous pouvez utiliser le coude classique ou choisir parmi une gamme de tubes fins miniFit, dômes et embout sur mesure.

Pour une séance d'adaptation plus facile, vous pouvez utiliser FittingLINK. Vos patients ont simplement besoin de porter l'appareil FittingLINK autour du cou pour démarrer la connexion. Ainsi leur nouvelle aide auditive est programmée sans avoir besoin de câbles de programmation.



miniFit

Les dômes miniFit sont en silicone et exercent une grande force de rétention sur le tube fin. Ils s'ajustent parfaitement au conduit auditif. Le silicone permet de renforcer la durabilité des dômes. Les Micro-Embouts et Embouts Lite Tip personnalisés et discrets sont désormais disponibles pour ce BTE puissant.

Un kit tube fin spécial miniFit comprenant des tubes, dômes et outils est disponible pour une optimisation du rangement et une meilleure manipulation.

	TUBE FIN 1.4	TUBE FIN 1.3
ADAPTATION INSTANTANÉE		
Dôme ouvert (Ø. 8, 10 mm)	●	●
Dôme fermé, double event (Ø. 8, 10, 12 mm)	●	●
Dôme fermé, single event (Ø. 8, 10, 12 mm)	●	●
Dôme Power (Ø. 8, 10, 12 mm)	●	●
ADAPTATION SUR MESURE		
Micro Embout	●	●
Embout Lite Tip	●	●

Une gamme étendue et performante

L'offre de produits Bernafon n'a jamais été aussi large et complète qu'aujourd'hui. Proposez la technologie de pointe de la gamme premium Juna à vos clients les plus exigeants.

Découvrez aussi Saphira, nos produits de milieu de gamme comprenant un grand nombre de fonctionnalités et un ensemble d'options de connexion sans fil.

Essayez également Nevara, la toute dernière gamme d'aides auditives de premier choix pour ceux qui recherchent tout simplement une meilleure audition. Le nouveau P BTE est disponible dans toutes ces gammes de produits pour satisfaire les clients à la recherche de puissance.



ÉQUIPE BERNAFON 2015

Bernafon s'engage encore plus pour votre développement



DIRECTION DE LA MARQUE

Pascal GRAFF
 Directeur
 06 30 74 64 66
 pg@bernafon.fr



Eric POTTIER
 Responsable Régional
 Nord-Est (Normandie, Bretagne)
 06 07 19 13 36
 ep@bernafon.fr



Mathieu THOMAS
 Responsable Régional
 Nord-Est
 06 30 51 38 84
 mt@bernafon.fr

Françoise CRESSOL
 Responsable Régionale
 Grand-Ouest
 06 87 19 40 51
 fc@bernafon.fr



DIRECTION DES VENTES

Rochdi DRIBEL
 Sud-Ouest
 06 07 39 73 95
 rd@bernafon.fr



Lionel PANNETIER
 Responsable Régional
 Rhône-Alpes / Auvergne
 06 98 21 20 40
 lp@bernafon.fr



Katy CHAIX
 Responsable Régionale
 Sud-Est
 06 33 02 73 47
 kch@bernafon.fr



■ Interacoustics

Interacoustics présente les deux nouveautés de cette fin d'année 2015 :

Le tympanomètre AT235 qui permet les analyses de l'oreille moyenne, et l'AC40, véritable audiomètre clinique hybride binaural.

Le nouvel **AT235** est conçu pour répondre rapidement et efficacement aux exigences de diagnostic des professionnels de santé. C'est un équipement idéal pour le diagnostic et le dépistage des affections de **l'oreille moyenne**.

Véritable équipement complet, l'AT235 permet la réalisation de **tympanométrie standard, FTE, réflexe acoustique ipsilatéral et controlatéral, réflexe de Decay et audiométrie par conduction aérienne**.

Les avantages du nouvel AT235 pour les professionnels de santé sont :

- Sondes diagnostic et clinique intégrées
- Utilisation fixe et mobile
- Ecran 10 pouces optimisé pour la visualisation à distance
- Port HDMI pour connexion à un moniteur ou projecteur vidéo
- Création de protocoles personnalisés
- Impression directe des résultats (possible sans PC)
- Support mural (en option)



L'audiomètre binaural complet AC40 de dernière génération inclut toutes les fonctions avancées requises pour tout centre médical ou cabinet ORL moderne. L'AC40 est adapté à un usage en toute autonomie, ou relié à un PC, pour permettre aux professionnels de travailler où ils le souhaitent et comme ils le désirent.

L'AC40 fournit toutes les fonctionnalités en conduction aérienne, osseuse, et masquage nécessaire pour réaliser un diagnostic avancé et pour une utilisation clinique.

Les avantages offerts par le nouvel AC40 sont :

- Facilité d'utilisation
- Utilisation fixe (via PC) et mobile
- Ecran haute résolution 8,4 pouces pour l'obtention d'images ultra-précises et audiogrammes faciles à lire
- Mémoire interne pour 1000 patients / 50 000 examens
- Création de rapports personnalisés

Interacoustics est le leader mondial des solutions en diagnostic audiolgique et en chaînes de mesure.

Nous aidons le monde de l'audiologie à franchir de nouvelles étapes par des améliorations permanentes.

Notre objectif est d'accompagner les professionnels de santé en proposant des systèmes toujours plus innovants et répondant spécifiquement à leur besoin.

Pour plus d'informations :
Tél. : 01 41 43 23 23
info@interacoustics.fr
www.interacoustics.com

■ Oticon

Laissez-vous surprendre par les nouveautés **PUISSANCE³ d'Oticon** : de toutes nouvelles solutions **Power & Super Power** soutenues par la technologie **BrainHearing™**

En ce 16 novembre 2015, ce n'est pas une, ce ne sont pas deux... ce sont bien trois nouveautés POWER, destinés à la réhabilitation des pertes auditives sévères à profondes, qu'Oticon vous dévoile :

- **Oticon Alta2 / Nera2 / Ria2 BTE Plus Power 105** - L'alliance de la puissance et de l'élégance - **laissez-vous séduire** par ce nouveau style qui vient compléter la gamme Performance ;

- **Oticon Dynamo Super Power** - La puissance au service de votre cerveau - **laissez-vous surprendre** par la gamme Super Power destinée aux utilisateurs expérimentés ; **Oticon Sensei Super Power** - Découplez son audition ! - **laissez-vous convaincre** par la gamme pédiatrique Super Power qui succède à Safari SP.

Bénéficiant de la **technologie BrainHearing**, boostée par la plateforme sur-vitaminée, **Inium Sense**, ces nouvelles solutions POWER & Super POWER accèdent à un **niveau supérieur en termes de puissance et de satisfaction des utilisateurs**.

De nouvelles fonctionnalités accompagnent ces lancements Power, avec, à découvrir un peu plus loin, la combinaison du meilleur du traitement fréquentiel et de la compression. Mais ces atouts ne constituent pas les seules forces de ces 3 nouveaux modèles : **esthétisme, robustesse, certification IP58, feedback shield**, etc, sont également au rendez-vous...

Revenons plus en détails sur chacun de ces produits.

L'alliance de la puissance et de l'élégance : le nouveau BTE Plus Power 105

Découvrez le nouveau BTE Plus Power 105 d'Oticon pour offrir aux utilisateurs un appareil qui allie un son pur et net, riche en détails, bénéficiant de l'approche BrainHearing, et ainsi leur apporter une expérience d'écoute incomparable...



Le tout dans le plus petit appareil au monde proposant un MPO de 138 dB SPL !

Le BTE Plus Power 105 est un appareil incroyablement petit, mais très puissant qui offrira un son hors-norme à vos clients. Avec son **nouvel écouteur 105 et 30 % de puissance de traitement** en plus grâce au processeur Inium Sense, le BTE Plus Power 105 permet de fournir un niveau de sortie qui n'a rien à envier aux ultra Power.

Les clients à la recherche d'une solution discrète étaient jusqu'à présent obligés de faire un compromis sur la puissance, la qualité sonore ou la performance.

Désormais, grâce au BTE Plus Power 105, les audioprothésistes pourront leur offrir une solution qui allie tous ces avantages.

Compatible avec les accessoires Connect-Line, ce nouveau style complète la **gamme Performance** dans tous ses niveaux Premium, Avancé et Essentiel : **Alta2, Nera2 et Ria2**.



Donner accès à l'inaudible grâce aux nouveaux Oticon Dynamo et Oticon Sensei SP

Compacts, discrets pour leur puissance et extrêmement robustes, les nouveaux Oticon Dynamo et Oticon Sensei SP délivrent un **MPO de 143 dB SPL et un gain de 82 dB**. Bien que s'adressant à des cibles différentes, les utilisateurs expérimentés d'un côté et les jeunes utilisateurs de l'autre, Oticon Dynamo et Oticon Sensei SP intègrent les mêmes **nouvelles fonctionnalités essentielles** pour ces utilisateurs aux besoins si particuliers.



A noter que, comme toutes les aides auditives pédiatriques d'Oticon, Sensei SP est hypoallergénique et répond aux plus hauts standards de sécurité et de fiabilité grâce à un nano-revêtement, un design résistant aux chocs, une classification IP58 et un indicateur d'état (LED) qui indique que l'aide auditive fonctionne.



La gamme pédiatrique Sensei et Sensei SP se voit également étoffer de **nouvelles couleurs plus modernes** : le blanc pur, le rose intense et l'aquamarine.



La technologie BrainHearing, enfin accessible aux utilisateurs de Super Power

La majorité des personnes atteintes de pertes auditives sévères à profondes sont des personnes âgées. Or, la récente publication de **l'étude du Professeur Amieva** souligne que le port d'aides auditives réduit le déclin cognitif accéléré qui, trop souvent, va de pair avec une perte auditive ! Avec Dynamo, Oticon propulse l'audition de ces personnes vers de nouveaux sommets : grâce à la technologie BrainHearing, **le cerveau reçoit exactement ce dont il a besoin pour donner du sens aux sons, et minimiser ainsi la charge cognitive.**

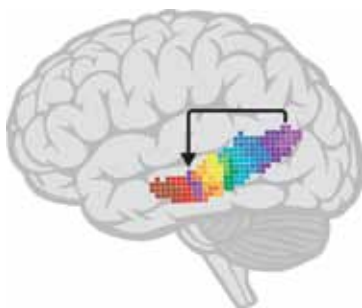


Pour les enfants souffrant de perte auditive, le traitement des sons est essentiel à leur **développement cognitif**, et à celui des **compétences en termes d'interaction avec leur environnement**. La capacité à entendre entraîne un lien direct avec la capacité à communiquer, à parler et même à lire... La technologie BrainHearing™ d'Oticon Sensei SP est une approche unique, qui permet d'assurer que les jeunes cerveaux soient stimulés de manière optimale pour mieux apprendre.

L'approche novatrice de recomposition fréquentielle : Speech Rescue

Le fait de **manquer des sons à haute fréquence** tels que les « s » ou les « f »

peut avoir un impact négatif sur la perception et la compréhension de la parole. La **nouvelle technologie de recomposition fréquentielle** intégrée à Dynamo et Sensei SP, **Speech Rescue™**, améliore la compréhension de la parole **en récupérant des indices de parole** qui seraient perdus autrement.



Speech Rescue tire profit des possibilités offertes par la dynamique de la parole. La parole est dominée par de l'énergie à moyenne fréquence, mais certains indices sont à haute fréquence.

Lorsque ces sons aigus sont émis, aucun son de moyenne fréquence n'est généralement présent au même instant. **Au lieu de comprimer les sons, Speech Rescue positionne précisément l'énergie à haute fréquence dans l'espace disponible sans perturber les moyennes fréquences.**

Oticon Dynamo et Oticon Sensei SP offre ainsi la meilleure expérience sonore **en alliant Speech Rescue™ et l'une des fonctionnalités phares d'Oticon, Speech Guard E**, pour récupérer le son et le préserver.

La nouvelle plateforme ultra rapide Inium Sense rend possible aujourd'hui la combinaison exceptionnelle entre ces deux technologies de traitement fréquentiel, Speech Rescue™, et de système de compression Speech Guard E, qui fonctionnent en totale harmonie. Tout d'abord, Speech Rescue réalise une recomposition de fréquence précise, en réduisant les hautes fréquences, afin de garantir un accès complet aux sons inaudibles. Ensuite, la compression adaptative supérieure de Speech Guard E préserve les détails importants de la parole.

Cette approche unique, alliant la "Récupération" (Rescue) et la "Préservation" (Guard) est conçue dans un but précis : améliorer la compréhension de la parole.

Un accès complet aux sons avec le nouveau contrôle efficace du Larsen

La plateforme Inium Sense d'Oticon et son nouveau processeur ultra-rapide offrent un système de gestion du Larsen extrêmement efficace, et surtout **spécialement adapté aux niveaux de sortie Super Power !**

Ce nouveau système de gestion du Larsen s'appelle **feedback shieldSP d'Inium Sense**. Il est capable de détecter le risque de Larsen beaucoup plus rapidement, en le prévenant plus efficacement et en l'éliminant s'il est sur le point d'apparaître.

De nouvelles possibilités pour les adaptations bimodales

Oticon Dynamo et Oticon Sensei SP constitue le choix idéal d'aides auditives pour les adaptations bimodales.

Dans Genie, le logiciel d'adaptation d'Oticon, un tableau simple et didactique guide l'audioprothésiste pas-à-pas à travers les étapes du programme de l'appareil afin de travailler avec **toute marque d'implant cochléaire.**

L'objectif est de fournir au patient **les meilleurs réglages acoustiques** possibles et de les **équilibrer avec la cartographie de l'implant cochléaire** lors de l'adaptation sur un patient porteur d'une aide auditive Dynamo ou Sensei SP.



A propos d'OTICON :

Fondée en 1904, OTICON conçoit et fabrique des solutions auditives distribuées dans le monde entier. Ses produits sont conçus à partir de l'observation des besoins de la vie quotidienne de ses utilisateurs. Pour répondre à leurs besoins en constante évolution, OTICON innove chaque année et s'appuie sur 25 chercheurs basés dans le centre de recherche International d'Eriksholm spécialisé dans la R&D et le développement d'idées des utilisateurs. Une approche qui a permis à la marque de remporter depuis 1991 plus de 20 prix pour ses réussites d'entreprise et de développement. OTICON appartient au groupe William Demant, holding basée à Copenhague au Danemark. Cette Holding possède également d'autres marques du marché auditif, notamment en BtoB.



Si nous sommes N°1, c'est avant tout grâce à vous.

Chez Phonak, vous êtes au centre de toutes nos préoccupations, tant au niveau de la qualité et de l'innovation produit proposées, que des services et soutiens mis en oeuvre au quotidien pour vous assister. La dernière étude Audioscope* met en lumière le positionnement remarquable de Phonak sur le marché français et récompense ainsi nos efforts pour soutenir sans concession la valeur et la qualité de notre profession.

La marque la plus innovante

PHONAK 39 %	MARQUE A 19 %	MARQUE B 12 %	MARQUE C 12 %
------------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

La marque dont les produits sont les plus performants et fiables

PHONAK 44 %	MARQUE D 13 %	MARQUE C 12 %	MARQUE A 9 %
------------------------------	-------------------------	-------------------------	------------------------

La marque qui se soucie le plus de ses clients audioprothésistes et de la relation nouée avec eux

PHONAK 19 %	MARQUE B 14 %	MARQUE H 13 %	MARQUE D 12 %
------------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

Merci pour cette confiance sans cesse renouvelée.

*Source : AUDIOSCOPE : Panorama 2014 du marché de l'audioprothèse réalisé par Gallileo Business Consulting. Questionnaire administré par téléphone et courrier sur les mois de décembre 2014 et janvier 2015 auprès de 336 audioprothésistes indépendants (hors groupements succursalistes). L'échantillon interrogé est constitué de 68% d'audioprothésistes propriétaires de leur(s) centre(s) et de 32% d'audioprothésistes salariés responsables du/des centre(s) dans le(s)quel(s) ils travaillent. Cet échantillon est représentatif de la profession indépendante d'audioprothésistes en termes d'enseignes et de centrales et de répartition géographique sur le territoire français.



Phonak AutoSense OS

Avantages de la nouvelle génération d'automatismes

La nouvelle génération d'automatismes, AutoSense OS, simplifie la vie de l'utilisateur en sélectionnant les réglages de l'aide auditive les mieux adaptés à l'environnement. Dans cette étude, réalisée en 2015 par E. Übelacker et J. Tchorz de l'université de Lübeck, il a été prouvé que le choix du programme d'écoute par AutoSense OS permet une meilleure compréhension de la parole pour cet environnement. En sélectionnant le meilleur programme d'écoute, celui-ci peut améliorer la compréhension de la parole jusqu'à 20 %.

Objectif

L'objectif de cette étude était d'étudier les avantages d'AutoSense OS pour l'utilisateur final. La première partie consistait à savoir si AutoSense OS sélectionnait les mêmes programmes que les utilisateurs expérimentés utilisent dans plusieurs situations auditives courantes.

Si cela n'était pas le cas, alors :

1. Le système automatique sélectionne-t-il les programmes apportant un avantage en termes de compréhension de la parole ?
2. Comment le programme automatique est-il subjectivement évalué par rapport au programme sélectionné manuellement par un utilisateur d'aide auditive expérimenté ?

Introduction

Les utilisateurs d'aides auditives sont couramment exposés à de nombreuses situations auditives telles que la parole, la musique ou encore les environnements bruyants. Cette diversité d'environnements auditifs que l'utilisateur rencontre nécessite différents types de traitement du signal afin de délivrer l'expérience auditive souhaitée (Büchler 2004, Büchler et al. 2005). Par exemple, l'activation d'un microphone directionnel ou le réglage des paramètres de compression/expansion. La capacité de l'aide auditive à adapter ces réglages automatiquement est primordiale pour que les personnes souffrant d'une perte auditive adoptent et utilisent des aides auditives (Kochkin 2010). Cela montre donc l'importance des algorithmes de classification des sons,

servant d'entrée pour le reste du système de traitement du signal, intégrés aux aides auditives (Kates 1995).

En 1990, un système de classification, AutoSelect, a été lancé sur le marché, intégré dans les aides auditives Claro de Phonak. Il est né des réflexions de Bregman (1990) et de l'idée de le transférer à des aides auditives (Kates, 1995). Depuis, ce système de classification a été revu et considérablement amélioré. Une étude de 2008 (Hessefort) s'intéressant à une nouvelle approche, SoundFlow, a révélé que le confort et l'acceptation spontanée pouvaient être améliorés. Depuis le lancement de la plateforme Phonak Quest en 2012, SoundFlow est capable de faire la différence entre cinq situations sonores : Situation calme, Parole dans le bruit, Confort dans le bruit, Parole dans le bruit intense et Musique. Il existe cependant un besoin de classification de situations plus spécifiques, qui puissent activer des fonctions fortes nécessitant une classification précise. Le nouveau système, AutoSense OS, lancé avec la plateforme Phonak Venture, est désormais capable de faire la différence entre sept classes de situations sonores (Latzel 2015). Cette étude avait pour objectif d'analyser les avantages d'AutoSense OS pour l'utilisateur final.

Conception de l'étude

14 utilisateurs d'aides auditives expérimentés (sept femmes et sept hommes) ont participé à cette étude. L'âge moyen des sujets était de 72 ans. Tous les sujets souffraient d'une perte auditive neuro-sensorielle modérée et symétrique. Pour cette étude, les sujets ont tous été appareillés avec les aides auditives Audéo V90-312 en utilisant la formule de présélection Phonak Digital Adaptive. Les aides auditives ont été programmées avec AutoSense OS (par défaut) ou avec cinq programmes manuels : Parole en voiture (Voiture), Situation calme (Calme), Parole dans le bruit (PdB), Parole dans le bruit intense (PdB) et Confort dans le bruit (ConDB). Le matériel vocal utilisé tout au long du test était le test de phrases de Göttinger (Kollmeier et Wesselkamp 1997). Les sujets ont eu deux rendez-vous à la clinique. L'objectif du premier rendez-vous était de trouver quel programme manuel les sujets choisissent dans quatre environnements auditifs différents et de voir si le programme qu'ils choisissaient correspondait au programme choisi automatiquement par AutoSense OS. Les

quatre environnements auditifs différents ont été simulés en plaçant le sujet au centre d'un cercle de hauts-parleurs (figure 1). Avant que les sujets n'entrent dans la pièce, une tête artificielle, placée au centre du cercle, a porté les aides auditives avec AutoSense OS activé. Le programme choisi par AutoSense OS a été ensuite détecté dans les aides auditives à l'aide d'un logiciel interne spécifique. Les sujets se sont ensuite assis dans la même position que la tête artificielle et ont eu pour consigne de choisir, en essayant les cinq programmes manuels, le programme qu'ils préféreraient pour chacun des quatre scénarios sonores.

Lors du second rendez-vous, les sujets se sont à nouveau assis dans les quatre configurations de test décrites à la figure 1. Cette fois, la compréhension de la parole a été évaluée en modifiant le niveau du matériel vocal conformément à un test vocal adaptatif. Ce test consistait à trouver le rapport parole sur bruit qui donnait un score de compréhension de la parole de 50 %. Les niveaux de bruit sont restés constants et correspondaient à ceux

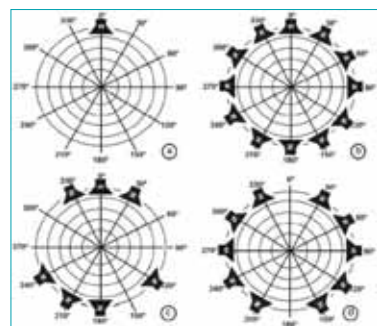


Figure 1 : Configuration pour la sélection de programme manuel et la comparaison subjective. Le sujet est assis au centre du cercle (à une distance d'environ 1 m et faisant face au haut-parleur à l'angle azimutal de 0°).

a. Parole dans le calme : le matériel vocal a été présenté de face (0°), à un niveau de 60 dB (A). Aucun son n'est sorti des autres hauts-parleurs.

b. Parole dans le bruit : le matériel vocal a été présenté de face (0°), à un niveau de 75 dB (A) et le bruit (caféteria) a été diffusé par tous les autres hauts-parleurs à un niveau global de 70 dB (A).

c. Parole dans le bruit intense : le matériel vocal a été présenté de face (0°), à un niveau de 75 dB (A) et le bruit (caféteria) a été diffusé par les hauts-parleurs indiqués sur le schéma, à un niveau global de 73 dB (A).

d. Parole en voiture : le matériel vocal a été présenté à des angles de 90° et 270°, à un niveau de 60 dB (A). Le bruit (bruits de voiture : moteur, roues, vent) a été diffusé par les hauts-parleurs indiqués sur le schéma à un niveau de 58 dB (A).

décrits à la figure 1. Ce test a été réalisé en utilisant les programmes de l'aide auditive (automatiquement sélectionnés par AutoSense OS et manuellement sélectionnés par le sujet) choisis lors du premier rendez-vous comme programme préféré pour chaque configuration de test. Après le test de compréhension de la parole, les sujets ont dû remplir un questionnaire pour évaluer les deux programmes qu'ils venaient juste d'utiliser et celui qu'ils préféreraient dans chaque configuration de test. Ni les sujets ni le chercheur ne savaient quel programme (sélectionné automatiquement ou manuellement) avait été activé à quel moment, comme cela avait été effectué par un autre testeur (configuration de test en double aveugle). En demandant au sujet quel programme il a préféré, il était possible de déterminer si le programme sélectionné manuellement lors du premier rendez-vous avait été sélectionné à nouveau (procédure de reproductibilité du test).

Résultats

Le tableau 1 montre quel programme AutoSense OS a été sélectionné pour chacune des quatre configurations de test.

Configuration	Programmes sélectionnés par AutoSense OS
a	Situation calme (calme)
b	Parole dans le bruit (PdB)
c	Parole dans le bruit intense (PdBI)
d	Parole en voiture (voiture)

Tableau 1 : Programmes sélectionnés par AutoSense OS pour chaque configuration de test.

La figure 2 montre quels programmes les sujets ont préféré pour chacune des quatre configurations de test lors du premier rendez-vous. Les cases vertes indiquent lorsque les sujets ont sélectionné le même programme qu'AutoSense OS.

La figure 3 montre les résultats du test de compréhension de la parole (test de phrases de Göttinger). Il montre la différence de compréhension de la parole calculée avec le programme sélectionné par AutoSense OS et celui sélectionné par le sujet. Une valeur positive signifie que la compréhension de la parole était meilleure avec le programme sélectionné par AutoSense OS qu'avec celui sélectionné par le sujet.

Dans les situations auditives Parole dans le bruit, Parole dans le bruit intense et Parole en voiture, les sujets ont obtenu de meilleurs résultats de compréhension de la

parole lorsqu'ils utilisaient le programme sélectionné automatiquement par rapport au programme sélectionné manuellement ($p < 0,05$). La valeur médiane est d'environ 1,3 dB. Le test de phrases de Göttinger a une pente d'environ 20 % par dB. L'effet mesuré correspond donc à une amélioration de la compréhension de la parole d'environ 20 %.

Dans le programme Situation calme, on ne remarque aucune différence significative, ce qui implique que la sélection manuelle d'un programme différent du programme sélectionné automatiquement n'aurait pas d'effet négatif.

Programmes sélectionnés manuellement	Programmes sélectionnés par AutoSense OS			
	Calme	PdB	PdBI	Voiture
Calme	PdB	PdB	PdBI	PdBI
PdB	PdBI	PdB	PdB	PdBI
Calme	PdB	PdBI	PdB	PdB
Voiture	ConDB	ConDB	PdB	PdB
Calme	ConDB	ConDB	Calme	Calme
Voiture	ConDB	ConDB	Calme	Calme
PdB	PdBI	ConDB	ConDB	ConDB
PdB	PdB	ConDB	ConDB	ConDB
PdB	ConDB	ConDB	PdB	PdB
PdB	PdBI	PdB	ConDB	ConDB
PdBI	PdB	PdBI	Voiture	Voiture
PdBI	ConDB	PdB	PdB	PdB
Calme	PdB	PdBI	Voiture	Voiture
Voiture	PdB	ConDB	ConDB	ConDB

sélection automatique ≠ sélection manuelle
sélection automatique = sélection manuelle

Figure 2 : La première ligne indique le programme sélectionné par AutoSense OS. Les quatorze autres lignes indiquent les programmes sélectionnés par chaque sujet pour chacune des quatre configurations de test. Les cases grises indiquent que le choix du sujet diffère de celui d'AutoSense OS. Les cases vertes indiquent que le sujet a sélectionné le même programme qu'AutoSense OS.

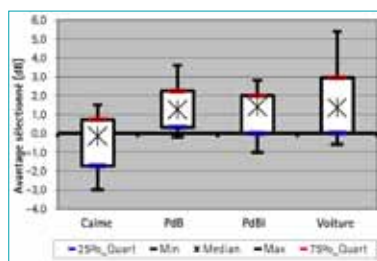


Figure 3 : Différence de compréhension de la parole avec le programme sélectionné automatiquement et celui sélectionné manuellement. Une valeur positive indique une meilleure compréhension de la parole avec le programme sélectionné automatiquement. Les diagrammes de quartiles indiquent les valeurs minimum, maximum et médianes ainsi que les 25e et 75e quartiles.

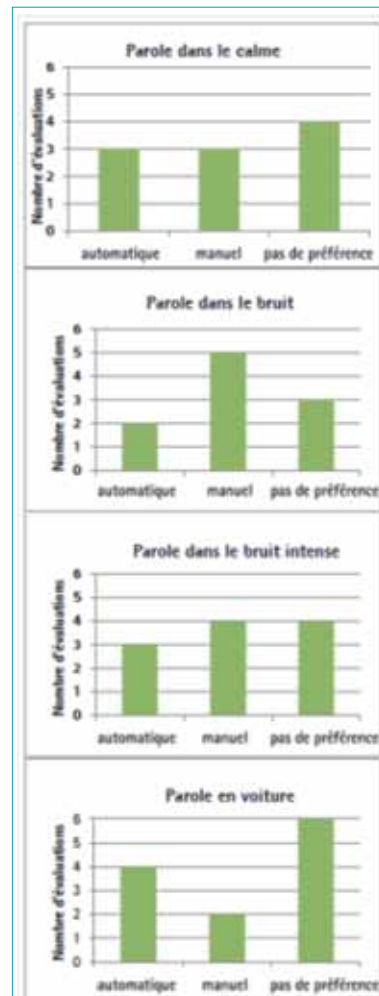


Figure 4 : Résultats des programmes que les sujets préfèrent après le test de parole pour chaque situation auditive.

Les résultats des programmes préférés par les sujets sont indiqués sur la figure 4. Dans de nombreux cas, le programme manuel que les sujets ont préféré lors du premier rendez-vous n'était pas le programme préféré lors du second rendez-vous. Cela suggère que les utilisateurs d'aides auditives ont des difficultés à sélectionner le meilleur programme d'aide auditive pour différentes situations. De nombreux sujets ont préféré le programme qu'ils avaient sélectionné manuellement, alors qu'il est démontré que l'intelligibilité de la parole était meilleure avec celui sélectionné automatiquement. Cela indique que les sujets peuvent se concentrer sur d'autres aspects que ceux auxquels nous pensons lorsqu'ils sélectionnent un programme.

Conclusion

Il est primordial que les utilisateurs d'aides auditives soient heureux de



pouvoir entendre correctement dans le plus d'environnements auditifs possibles. Dans son MarkeTrak (2010), Kochkin a montré que la satisfaction globale avec des aides auditives dépend du nombre de situations auditives dans lesquelles les aides auditives sont jugées bénéfiques. C'est pourquoi les aides auditives sont équipées de plusieurs programmes disposant de réglages différents pour les environnements auditifs différents. Comme la sélection du programme correct peut s'avérer compliquée et inconfortable pour l'utilisateur, une solution idéale est de mettre en place un système de classification automatique.

Cette étude montre que les utilisateurs ont des difficultés à sélectionner le programme d'aide auditive le mieux approprié à un environnement particulier. C'est pourquoi un système qui s'en occupe représente un véritable avantage pour l'utilisateur. Le système de classification automatique, AutoSense OS, simplifie la vie des utilisateurs d'aides auditives, en sélectionnant le programme d'écoute pour l'utilisateur. De plus, il a surtout été prouvé qu'AutoSense OS sait sélectionner le programme qui offre les meilleurs résultats de compréhension de la parole.

Plus d'informations sur [www.phonakpro.fr/rubrique Etudes:](http://www.phonakpro.fr/rubrique/Etudes)

-Field Study News : AutoSense OS avantages de la nouvelle génération d'automatismes (2015)

Phonak Virto V et Phonak CROS II Custom : acoustiquement grands, visiblement petits

Phonak présente ses nouvelles solutions auditives intra-auriculaires basées sur sa plateforme Venture ultra-puissante avec AutoSense OS au Congrès international des audioprothésistes (EUHA) 2015.

Bron, France (14 octobre 2015)

Phonak Virto V vient compléter la gamme des aides auditives intra-auriculaires Phonak basées sur sa plateforme Venture ultra-puissante et son système d'exploitation AutoSense OS. Grâce à ses innovations clés, Phonak Virto V garantit :

- une meilleure intelligibilité vocale dans le bruit de 15% et 33% par rapport à deux produits phares concurrents¹ ;
- toute la performance de Venture pour une surface réduite de 25%² grâce à de nouvelles technologies comme la Floating Antenna™;
- une conception et une disposition novatrices qui intègrent une plaque avec un tiroir pile nano-protégé, un réglage du volume et un bouton-poussoir, pour une meilleure ergonomie de 20%³ ;
- une consommation d'énergie réduite de 30% par rapport à la précédente génération d'aides auditives.

Aucune autre aide auditive de cette taille n'est capable d'une telle performance



Phonak Virto V-10 : Acoustiquement grande, visuellement petite.

« Nous sommes très sensibles aux besoins de ceux qui recherchent une solution discrète et néanmoins efficace » explique Martin Grieder, vice-président Groupe Phonak. « Phonak Virto V offre une qualité sonore encore plus claire et naturelle que la précédente génération d'aides auditives intra-auriculaires. Aucune autre aide auditive de cette taille n'est capable d'une telle performance. »

« Phonak Virto V est une avancée majeure en termes technologiques et esthétiques. Elle est également très confortable, » ajoute Bill Shull, un des participants à l'étude de validation produit. « Cela ne me manque pas de ne plus devoir réfléchir sans cesse à mon environnement d'écoute. Mes Virto V savent pertinemment où je me trouve et ce dont j'ai besoin, le tout sans contraintes et sans interruption. »

Phonak Virto V, un condensé de fonctions et de technologies

- Technologie binaurale VoiceStream™ : transmet l'intégralité de la bande

1. Hörzentrum Oldenburg, "Benchmark of modern custom-made hearing devices" (2015).
2. Comparé à la précédente génération équivalent en performance (modèle 312). Centre de recherche Phonak de Stäfa.
3. Validation, Centre de recherche Phonak de Stäfa ; bouton-poussoir sur les modèles Virto V-nano, Virto V-10 NW O, Virto V-10 O.

passante audio entre les deux aides auditives en temps réel ;

- Fonctionnalité sans fil : offre une puissance supplémentaire dans les situations d'écoute difficiles et connecte Virto V à la gamme complète de produits de communication sans fil Phonak jusqu'au modèle CIC ;
- Événement acoustiquement optimisé : utilise des algorithmes sophistiqués pour définir la masse acoustique, le modèle et l'événement pour plus de confort et de performance d'écoute ;
- Générateur de bruit Tinnitus Balance : Phonak Virto V est le premier intra-auriculaire Phonak à intégrer cette fonction.

Une solution intelligente pour la surdité unilatérale

Phonak CROS II Custom est la seule solution intra-auriculaire pour la surdité unilatérale. Grâce à la technologie sans fil, il transmet le son qui arrive à l'oreille sourde vers une aide auditive intra-auriculaire sans fil Venture, portée sur l'oreille qui entend mieux. Les personnes atteintes de surdité unilatérale peuvent ainsi entendre ce qu'il se dit du côté sourd. Basé sur la plateforme Venture, Phonak CROS II Custom est encore plus facile à adapter, consomme jusqu'à 30% d'énergie en moins que la précédente⁴ génération et améliore l'intelligibilité vocale dans le bruit.



Phonak CROS II Custom : la seule solution intra-auriculaire pour la surdité unilatérale.

Phonak CROS II Custom est compatible avec toutes les aides auditives Phonak Virto V sans fil dotées de la technologie binaurale VoiceStream™.

Phonak Virto V et Phonak CROS II Custom seront disponibles le 2 novembre en France.

Pour plus d'informations, rendez-vous sur www.phonakpro.com ou contactez :

Maud GARREL

Phonak France/Relation Publiques

Tél. : +33 4 72 14 50 00 - 06 17 29 35 52

E-mail : maud.garrel@phonak.com

4. Ebbing S, Omisore D (2015) "Phonak CROS II - Improved speech understanding thanks to binaural beamforming", Phonak Field Study News (July 2015).

Solutions auditives Siemens

Dès novembre, Siemens annonce la disponibilité des nouvelles solutions auditives cœur de gamme et entrée de gamme Orion2™, Sirion2™ et Intuis2™. Des produits plus performants que jamais, qualité BestSound™ Technology !

Orion2 de Siemens, rencontre entre confort d'écoute et équilibre auditif

Technologie Orion2

- 16 canaux de traitement de signal / 8 canaux de réglage
- Système microphonique directionnel automatique (16 canaux)
- Compression fréquentielle
- Anti-Larsen (2 positions de réglage)
- eWindScreen™ : réduction de la gêne liée au vent
- Traitement de la parole et du bruit (3 pas de réglage)
- DataLogging
- Programmation sans fil
- Audiométrie InSituGram™
- Compatible avec les télécommandes easyTek™ et easyPocket™ et les applications easyTek et touchControl



EasyTek et l'application easyTek iPhone



Application touchControl

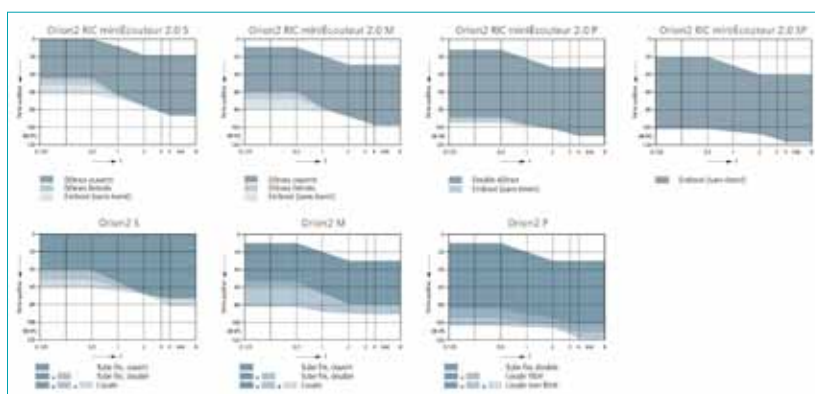


Figure 1 : Plage d'adaptation RIC et contours d'oreilles Orion2

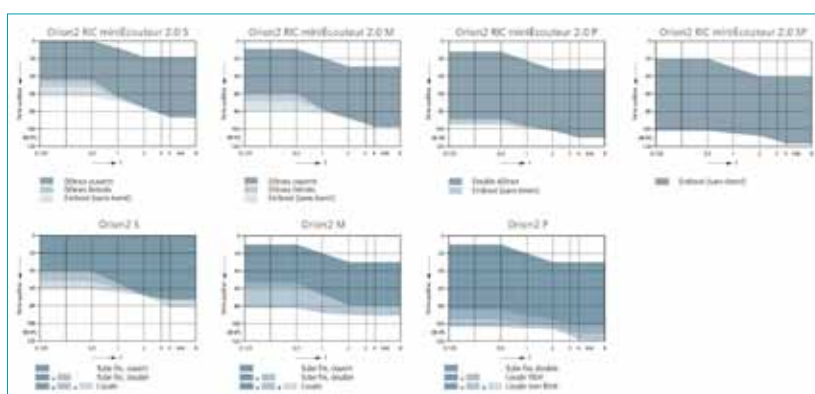


Figure 2 : Plage d'adaptation intra-auriculaires Orion2

- Générateur de bruit : soulage le patient en réduisant l'émergence de l'acouphène avec bruits thérapeutiques de vague
- e2e wireless™3.0
- Bluetooth® - technologie sans fil, compatible avec easyTek et easyPocket et l'application easyTek

Caractéristiques RIC

- Contours d'oreille RIC, S (pile 312), M, P (pile 13) pour l'appareillage des pertes auditives légères à sévères

Caractéristiques contours d'oreilles

- Adaptation standard avec coude ou open avec tube fin

- Bouton poussoir, rocker switch
- Coque supérieure interchangeable, 6 couleurs : beige, gris ardoise, gris, argent, noir, tabac
- Base non changeable (boîtier inférieur), 2 couleurs au choix : beige ou gris ardoise
- Boutons de contrôle et tiroir pile : beige ou gris ardoise
- Conformes à la norme IP67, extrême résistance à l'humidité, à la transpiration, aux poussières et aux saletés. Boîtier interne monobloc, membrane de protection des microphones, joint d'étanchéité pour renforcer la protection au niveau des boutons, traitement de surface

Plage d'adaptation contours d'oreilles (Figure 1)



Orion2



Caractéristiques intra-auriculaires

- Intra-auriculaires CIC, ITC, ITE pour l'appareillage des pertes auditives légères à moyennes
- Option Optivent™ pour une ventilation optimale du conduit auditif et un confort de port sans effet d'occlusion

Plage d'adaptation (Figure 2)

Sirion2 de Siemens, robuste il est prêt pour toutes les situations

Technologie Sirion2

- 16 canaux de traitement de signal / 8 canaux de réglage
- Système microphonique directionnel automatique (16 canaux)
- Anti-Larsen (2 positions de réglage)
- Traitement de la parole et du bruit
- DataLogging
- Audiométrie InSituGram™
- Programme d'écoute
- Compression fréquentielle : meilleure intelligibilité si pertes sévères-profondes
- Compatible avec l'application gratuite touchControl

Caractéristiques contours d'oreilles

- Adaptation standard avec coude ou open avec tube fin
- Coque supérieure interchangeable, 6 couleurs : beige, gris ardoise, gris, argent, noir, tabac
- Base non changeable (boîtier inférieur), 2 couleurs au choix : beige ou gris ardoise
- Boutons de contrôle et tiroir pile : beige ou gris ardoise
- Conformés à la norme IP67, extrême résistance à l'humidité, à la transpi-

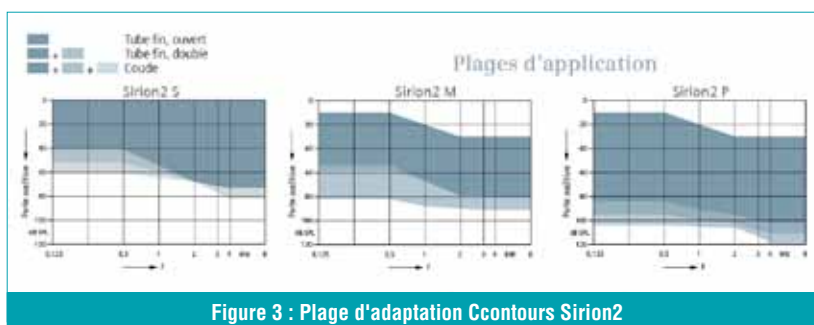


Figure 3 : Plage d'adaptation Ccontours Sirion2

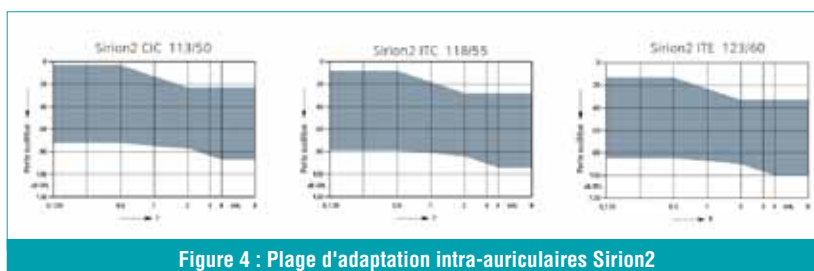


Figure 4 : Plage d'adaptation intra-auriculaires Sirion2

ration, aux poussières et aux saletés. Boîtier interne monobloc, membrane de protection des microphones, joint d'étanchéité pour renforcer la protection au niveau des boutons, traitement de surface

Plage d'adaptation contours d'oreilles (Figure 3)

Caractéristiques intra-auriculaires

- Intra-auriculaires CIC, ITC, ITE pour l'appareillage des pertes auditives légères à moyennes
- Option Optivent™ pour une ventilation optimale du conduit auditif et un confort de port sans effet d'occlusion

Plage d'adaptation (Figure 4)

De plus, les Insiio binax (7, 5 et 3bx) CIC et ITC sont désormais disponible avec une nouvelle Matrix Power (124/65) tout en conservant la compatibilité e2e 3.0 et jusqu'à 48 canaux de traitement de signal sur 20 canaux de réglage et une bande passante jusqu'à 12 kHz.



Sirion2



Intuis2

■ Starkey La complexité des microphones fondés sur des Micro-Systèmes Electromécaniques (MEMS)

Jason A. Galster, Ph.D., & Daniel Warren, Ph.D.

La technologie moderne a redéfini nos attentes cliniques à l'égard des aides auditives. La microélectronique, qui a rendu ces progrès possibles, est incroyablement complexe. Une multitude de connexions traversent chaque circuit intégré, mêlant composants passifs et actifs, afin de réguler la tension électrique comme il se doit et de communiquer avec un réseau de transducteurs : microphones, détecteurs de champ magnétique, écouteurs, radios sans fil et antennes. Les concepteurs des appareils auditifs d'hier reconnaîtraient à peine la technologie d'aujourd'hui. Quoique rarement mentionnée dans cette évolution, la technologie des microphones a également accompli des progrès. Le microphone à électret moderne, par exemple, a rapetissé sans sacrifier pour autant beaucoup de sensibilité ou de portée dynamique ; récemment, l'industrie des télécommunications a commencé à se détourner des microphones traditionnels à électret au profit de ceux fondés sur un microsystème électromécanique (MEMS). La technologie MEMS désigne un ensemble de systèmes électromécaniques microminiaturisés qui permettent de fabriquer des capteurs ou processeurs à l'aide de méthodes traditionnellement utilisées pour produire des dispositifs semi-conducteurs tels que des microprocesseurs. Les applications de cette technologie vont des capteurs de lumière aux accéléromètres en passant par les microphones utilisés actuellement dans les téléphones mobiles les plus perfectionnés et les aides auditives. Les processus de fabrication utilisés pour les microphones MEMS permettent un meilleur contrôle qualité que ceux utilisés pour les microphones à électret. Ces techniques incluent la gravure chimique et la lithographie. Dans le cas d'une gravure chimique humide, les strates de silicium (épaisses de quelques microns) sont dissoutes avec extrême précision par des acides ou des bases puissants. Le processus est si précis que des structures microscopiques se créent dans le silicium lui-même. La lithographie utilise des matériaux photosensibles, qui changent de propriétés lorsqu'ils sont exposés à la lumière. On utilise souvent le processus lithogra-

phique pour définir des microstructures sur le produit MEMS avant la gravure humide. De tels processus permettent de produire des milliers de microphones en un seul et même lot. En revanche, la fabrication des microphones à électret nécessite un assemblage manuel des différents microphones à l'aide d'adhésifs et de plastiques. Ces adhésifs et plastiques sont les éléments du microphone à électret les plus sensibles aux conditions environnantes.

Les propriétés du silicium utilisé pour la création des composants MEMS jouent pour beaucoup dans l'intérêt de cette technologie. Par exemple, les propriétés matérielles du silicium sont similaires à celles de l'acier à bien des égards : tous deux ont les mêmes limites d'élasticité et de conductivité thermique, mais le silicium offre une plus grande résistance à l'hystérésis et au gauchissement (Bryzek, 2005). La figure 1 montre un microphone MEMS unique. Les effets de ces caractéristiques sur les performances comparatives des microphones à électret et MEMS sont abordés ci-dessous.



Figure 1 : Vue éclatée d'un microphone MEMS.

Le microphone à électret (Figure 2) est composé d'une membrane en polyester (Mylar) étirée et collée sur un anneau de maintien. Cette membrane reprend le concept du tympan : la pression sonore fait vibrer la membrane en la percutant. La distance entre cette membrane et une plaque arrière chargée électriquement varie avec cette vibration, ce qui modifie le voltage de manière analogue au changement de pression sonore.

Afin de reproduire précisément l'énergie acoustique, la membrane du microphone à électret doit conserver une certaine tension et la plaque arrière un certain voltage. Toutefois, les variations d'humidité et de température influent sur la tension de la membrane en polyester.

Cela modifie la sensibilité du microphone ainsi que sa réponse en phase. Même s'il est peu probable que ces modifications aient un impact audible sur la réponse en fréquence d'une aide auditive, elles auront des conséquences sur d'autres aspects de son fonctionnement.

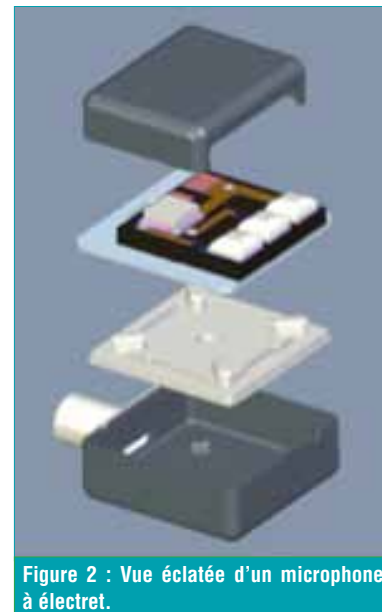


Figure 2 : Vue éclatée d'un microphone à électret.

Le traitement directionnel des aides auditives s'effectue en exploitant les différences de phase entre deux microphones séparés de quelques millimètres et alignés à l'horizontale. Les différences de temps d'arrivée du son au niveau de chacun de ces microphones permettent un traitement directionnel, ce qui permet de réduire l'intensité du son en provenance de derrière l'auditeur. Lorsque les microphones utilisés dans ce processus ne sont pas équivalents en termes de sensibilité et de phase dû au principe de dérive), l'efficacité du traitement directionnel est fortement réduite.

Les microphones à électret sont fabriqués selon des spécifications qui, à leur sortie d'usine, conviennent parfaitement à une utilisation dans un réseau de microphones directionnels. Cependant, la membrane en polyester du microphone à électret a tendance à absorber l'humidité dans un environnement chaud et humide. De ce fait, les fluctuations du taux d'humidité ambiant modifient la sensibilité des microphones. Cela contribue à la discordance des microphones et dégrade les performances des systèmes directionnels. Les microphones MEMS n'utilisent pas une membrane unique dépendante de la tension pour la transduction du son, mais des disques cristallins (Figure 3).



Chacun de ces disques mesure moins d'un millimètre de diamètre, soit environ la taille d'un grain de sable. Le réseau de disques fonctionne comme un système unique, qui capture l'énergie acoustique et la traduit en signal électrique susceptible d'être utilisé par l'aide auditive. Les propriétés physiques du silicone rendent le système résistant aux effets de la température et de l'humidité.



Figure 3 : Feuille de membranes cristallines qui deviendront des microphones MEMS (vue très agrandie).

Ce qui différencie également ces types de microphone, c'est la plaque arrière mentionnée précédemment. Il s'agit d'une surface chargée électriquement, placée derrière toute membrane de microphone. La distance entre la membrane et la plaque arrière chargée influe sur la sensibilité du système aux sons entrants. Dans le cas des microphones à électret, la plaque arrière est recouverte d'un matériau d'électret possédant une charge électrique semi-permanente. Afin de maintenir une sensibilité suffisante au son entrant, ce matériau doit conserver un potentiel électrique supérieur à 350 volts. Ce voltage élevé est nécessaire en raison de la distance relativement importante entre la plaque arrière et la membrane.

La rigidité et la précision de fabrication des membranes MEMS permettent de réduire significativement la distance entre la membrane et la plaque arrière ; le microphone peut ainsi fonctionner avec une charge très efficace de 10 volts, maintenue par une pompe de charge unique au lieu du matériau d'électret à haute capacité.

Les microphones MEMS présentent également d'autres avantages, comme la possibilité d'être connectés directement au matériau flexible contenant les microprocesseurs de l'aide auditive par un processus de refusion, évitant l'inconvénient des fils soudés. Ce processus est couramment employé dans la fabrication des cartes de circuit imprimé. Au lieu d'avoir à souder et fixer manuellement les parties du microphone à la carte, le système est assemblé à l'aide d'une pâte à braser, qui maintient provisoirement

les composants en place. Lorsqu'elle est exposée à une chaleur contrôlée, la brasure sèche devient liquide et fixe alors chaque composant à la carte. Le processus est extrêmement rapide et plus précis qu'une méthode manuelle, mais il n'est pas possible avec les systèmes à électret utilisant des composants et des adhésifs en plastique.

L'intégration de microphones MEMS dans les aides auditives est le résultat de vastes travaux, adaptés et appliqués au domaine de la santé auditive, un concentré de technologies d'abord développées pour une utilisation dans les semi-conducteurs et les télécommunications. Les aides auditives sont une application unique, qui présente des exigences trop strictes pour la plupart des technologies issues d'autres domaines. On a ici l'exemple d'une technologie, le plus souvent utilisée dans les télécommunications, qui a pu

être repensée et largement optimisée pour une utilisation dans le traitement de la correction auditive. Il en résulte une amélioration fondamentale de la conception des aides auditives, avec un système offrant de meilleures performances et une plus grande stabilité dans toutes sortes d'environnements que les microphones à électret utilisés jusqu'alors.

Remerciements

Les auteurs souhaiteraient remercier Tom Burns, Wei-Li Lin et Aaron Schroeder pour leur contribution aux versions antérieures de cet article.

Références

Bryzek, J. (2005). Principles of MEMS. In Sydenham, P. & Thorn, R. (Eds.), Handbook of Measuring System Design. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.

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

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 Charente 451 620 298
N° ORIAS : 07013032 <http://www.orias.fr>

Unitron

Stride ouvre la voie en matière de conception pensée pour le patient

Nouvelle gamme de contours d'oreille et d'intra-auriculaires conçus pour dissiper les réticences des patients

29 septembre 2015 - Kitchener, Canada - Unitron, pionnier international en matière d'aides auditives sophistiquées, a dévoilé aujourd'hui sa nouvelle gamme de contours d'oreille et d'intra-auriculaires Stride™ dont la conception repose sur la plateforme de traitement du son North. La gamme Stride s'appuie sur une philosophie de conception pensée pour le patient, une approche exclusive d'Unitron, et intègre des technologies qui permettent véritablement aux patients de cibler les conversations dans tous les environnements d'écoute.



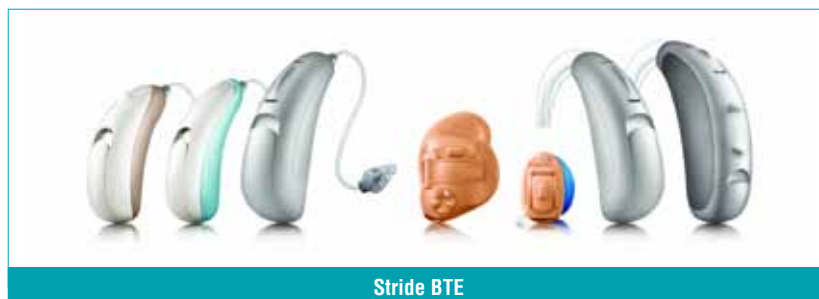
Stride BTE



Stride ITE

Une conception pensée pour le patient sur tous les styles de contours d'oreille et d'intra-auriculaires de la plateforme North

Stride vient rejoindre la gamme de produits Moxi™ sur la plateforme North. Elle se décline sur une ligne de contours d'oreille alliant une conception particulièrement soignée à des contrôles intuitifs, et sur une ligne d'intra-auriculaires qui intègrent notre technologie haut de gamme dans des styles plus compacts, avec notamment un modèle 10A directionnel wireless, et associent une conception novatrice à une grande robustesse. Avec deux modèles wireless dotés d'une pile de type 13, la gamme de contours d'oreille Stride procure le son naturel et le



Stride BTE

plaisir des conversations que recherchent les patients. Stride P allie un design élégant à des contrôles doubles, tandis que le modèle Stride P Dura est conçu pour résister à l'eau et offrir une grande robustesse, sans aucun compromis en matière d'esthétique. Bénéficiant d'une conception totalement nouvelle, à l'intérieur comme à l'extérieur, et personnalisés pour offrir le plus grand confort, les intra-auriculaires Stride intègrent un nouveau contrôle du volume, un bouton poussoir et un revêtement plasma qui améliorent l'expérience du patient, de même que des ports pour micro qui limitent l'intrusion de poussière et d'humidité.

« Les modèles Stride marquent une nouvelle étape dans notre philosophie de conception pensée pour le patient, qui a vu le jour avec notre gamme primée Moxi », explique André de Goeij, Directeur du Management Produits et du Marketing Produits d'Unitron. « Cette innovation en matière de design industriel constitue une avancée totalement unique à Unitron et nous sommes absolument ravis de l'étendre aujourd'hui à nos gammes de contours d'oreille et d'intra-auriculaires », poursuit-il. « Les intra-auriculaires restent très appréciés des professionnels de l'audition et représentent toujours une composante particulièrement importante du portefeuille de produits d'Unitron. »

Les atouts des solutions novatrices Flex et Log It All pour favoriser le succès des centres

La gamme Stride bénéficie de solutions novatrices exclusives, telles que Flex™ et Log It All, pensées pour initier des conversations reposant sur des données concrètes qui renforcent la confiance, engagent les patients, augmentent leur satisfaction et, finalement, participent au succès des centres. Plus de 80 % des clients Flex estiment que ce programme améliore l'expérience des patients et signalent une augmentation de leur taux

de transformation. Log It All, une véritable innovation pour l'enregistrement des données, optimise la solution Flex en permettant aux professionnels de l'audition de s'appuyer sur des données concrètes recueillies dans des situations réelles d'utilisation des aides auditives. Ils peuvent ainsi discuter avec le patient de son style de vie et du choix de niveau technologique en fonction d'éléments concrets. Grâce aux nouveaux écrans destinés aux patients dans le cadre de la solution Log It All, les audioprothésistes peuvent facilement détailler les habitudes et les comportements quotidiens d'écoute du patient, ouvrant ainsi la voie à des conversations encore plus constructives.

« Avec sa conception pensée pour le patient, la gamme Stride nous permet de proposer de nouveaux modèles de contours d'oreille et d'intra-auriculaires, et d'enrichir ainsi l'offre d'Unitron sur la plateforme North. Cette nouvelle gamme de produits offre à nos clients un large choix de styles et encore plus d'options pour aider leurs patients à apprécier, comprendre et se joindre aux conversations dans de multiples environnements d'écoute », note Bruce Brown, Vice-Président du Marketing Monde d'Unitron. « Associée à Flex et Log It All, Stride apporte aux professionnels de l'audition une offre qui se démarque véritablement de la concurrence, favorise le succès des centres et améliore l'expérience des patients. »

Stride sera disponible en France dès le 13 novembre 2015 sur les modèles Stride Flex:trial et à partir du 4 janvier sur l'intégralité des modèles.

Contacts :

Pauline Croizat - Relations Presse, Unitron France
04 26 23 22 07 - pauline.croizat@unitron.com
Ellyn Winters-Robinson - Ignition Communications
+519-574-2196 - ellyn@ignition.ca



Widex - UNIQUE

Cette fin d'année 2015 marque une nouvelle ère en matière d'innovations pour la société WIDEX qui depuis son origine, appartient à une famille d'ingénieurs. Plus que jamais la dynamique d'engagements et d'innovations se concrétise à nouveau dans le lancement de notre nouvelle puce UNIQUE, nous informe Guillaume Joucla, Directeur Général de Widex France.

UNIQUE va vous permettre d'entrer dans une nouvelle ère sonore et technologique : captant tous les sons, les traitant tous et les purifiant automatiquement sans aucun compromis.

Chaque fabricant propose à peu près les mêmes appareils auditifs et ce depuis 10 ans maintenant. Mais finalement, qu'est ce qui permet de rendre une aide auditive spéciale ?

- **Le traitement du son** dès que celui-ci atteint le microphone jusqu'au moment où il entre dans l'oreille du patient.
- **Ce que le fabricant fait de ce signal.**

Constatant que toutes les aides auditives sont fabriquées sur la base des mêmes éléments constitutifs, nous avons voulu casser les codes et changer la donne.

Un traitement intelligent & optimal du son



UNIQUE est spécifique dans sa conception propre. Cette puce dernière génération intègre une nouvelle série de fonctions inédites et des caractéristiques singulières qui analysent et traitent le son à un niveau sonore bien plus élevé.

Deux fois plus puissante que les puces d'ancienne génération, elle calcule plus vite, traite plus rapidement les informations et réalise un traitement sonore automatique et intelligent de classification multidimensionnelle intégrant 9 typologies de sons, améliorant le confort d'écoute.

Ces caractéristiques sont toutes intégrées dans un système coordonné qui n'interfère pas sur la consommation de la batterie ou le délai de traitement du signal.

Etape 1 : capter tous les sons, une qualité sonore naturelle

- Une bonne expérience sonore requiert une plage d'entrée dynamique élevée pour obtenir le moins d'artefacts possible. Aussi, plus nous serons en mesure de capter des sons sur une large amplitude sonore, plus nous serons en mesure de restituer un son fidèle à la réalité et une qualité sonore naturelle. C'est tout le défi relevé par la puce UNIQUE.
- Avec 4 convertisseurs analogiques/numériques 18 bits - un pour chaque entrée, nous passons à une plage dynamique de 108 dB. Il nous est désormais possible de traiter et d'amplifier les sons les plus faibles avec une qualité jamais entendue auparavant afin d'offrir un éventail sonore quasi similaire à celui d'un normo-entendant.
- Nous avons toujours le niveau d'entrée le plus élevé du marché de 113 dB mais nous commençons à capter les sons à partir de 5 dB SPL donnant accès à tous les sons faibles pertinents.
- Les convertisseurs analogiques/numériques UNIQUE jouent un rôle primordial dans le développement de l'aide auditive et ils feront la différence lorsque vous en aurez le plus besoin : dans des environnements bruyants dans lesquels il est difficile pour toutes les personnes malentendantes de s'adapter mais aussi dans des environnements calmes où vous avez perdu une audibilité que nous pouvons rétablir.
- Intégrant également une large bande passante, UNIQUE a la fenêtre dynamique d'entrée la plus large du marché pour laisser entrer un maximum de sons dans l'aide auditive.

Etape 2 - une fois captés, nous purifions les sons

Il est facile d'intégrer des signaux classiques et de les transmettre aux aides auditives ; ce qui est beaucoup plus difficile reste de traiter seulement les sons pertinents.

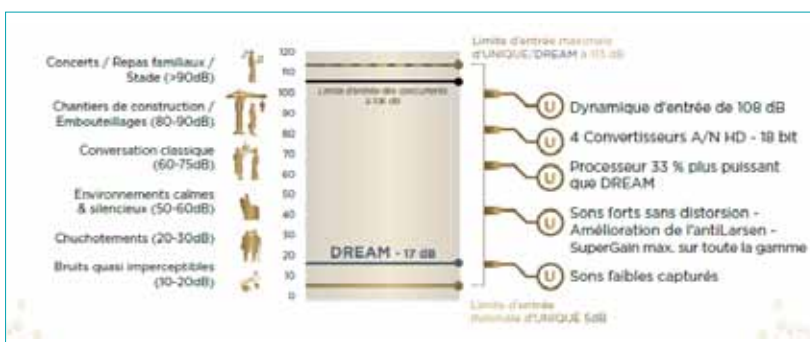
Un savoir-faire historique maîtrisé

Les aides auditives WIDEX sont depuis longtemps reconnues pour leur capacité à capturer tous les sons, les faibles comme les forts. Le tout en haute définition. Elles permettent d'accéder à l'intégralité du paysage sonore comme pour un normo-entendant, y compris aux sons faibles.

Objectif : simplifier, améliorer et purifier

Il est cependant important de reconnaître que la plupart des utilisateurs finaux souhaitent quelque chose de plus qu'un simple accès à tous les sons ; ils ont besoin d'aide pour trier les sons faibles perçus en catégories 'utiles/inutiles'. La plupart des utilisateurs d'aides auditives ont vécu avec leur perte auditive pendant plusieurs années avant de s'équiper et ont donc besoin de se réhabituer particulièrement aux sons faibles.

Pour pallier ce manque, nous avons développé un nouvel algorithme de réduction de bruits faibles, conçu pour réduire le bruit de niveau faible non souhaité, dans un environnement calme, tout en maintenant une haute intelligibilité pour la parole même à voix basse. Les sons faibles qui sont jugés indésirables par la plupart, sont non modulés, alors que les sons qui peuvent être bénéfiques (porteurs d'informations), sont modulés ou apparaissent plus distinctement. Ce découpage est réalisé par un nouvel algorithme de calcul en temps réel apportant un confort d'écoute maximal, tout en laissant un accès à certains sons faibles, les précieux signaux de parole.



Les aides auditives UNIQUE sont spéciales quant à leur capacité à analyser et à traiter le son. Leur but est d'assurer la transmission des signaux les plus purs possibles dans toutes les situations, que ce soit à l'intérieur ou à l'extérieur. Progressivement la puce a été améliorée afin de traiter sélectivement des sons faibles en ne conservant que les sons utiles pour le patient, tout en supprimant les entrées de niveau faible inutiles.

L'utilisateur de l'aide auditive a donc accès à tous les signaux faibles, porteurs d'informations ; comme les pas et les discours à voix basse, tout en étant débarrassés des bruits de niveau faible continus comme le bruit du réfrigérateur, des ventilateurs et des PC.

Une nouvelle fonctionnalité : réducteur de bruit de vent

La vie en extérieur est essentielle pour une meilleure perception de la qualité du son de la plupart des aides auditives et le bruit du vent a régulièrement été un problème pour les utilisateurs d'aides auditives. Les aides auditives n'ont traditionnellement pas été performantes dans ces situations. Le vent génère des turbulences autour des entrées des microphones qui, à leur tour, génèrent un bruit fort dans les aides auditives qui cache les autres signaux. Notre réducteur de bruit de vent - technologie brevetée - offre à l'utilisateur une bien meilleure chance d'entendre un discours et les sons environnants en présence de vent. Un mécanisme qui s'active en 3 étapes : détection, séparation, réduction

ETAPE 1 DÉTECTION

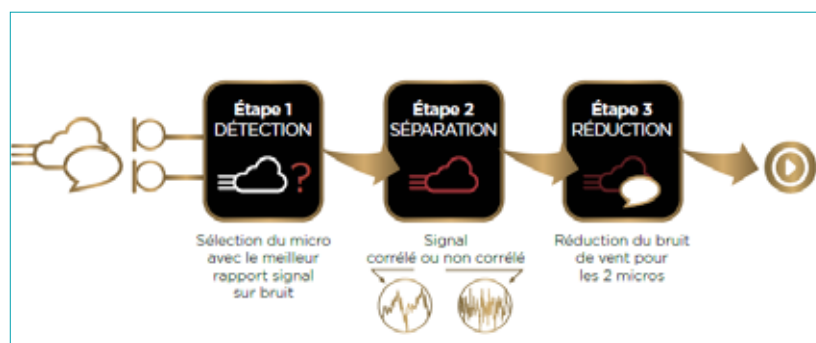
En cas d'environnement venteux, l'appareil sélectionne le micro avec le meilleur rapport signal sur bruit.

ETAPE 2 SÉPARATION

L'algorithme du bruit du vent UNIQUE analyse le signal entrant de chacun des microphones et détermine ensuite si le bruit du vent est dominant. Comme cette analyse est basée sur chaque appareil, la réduction du bruit du vent est parfaite même pour les utilisateurs ayant un appareillage binaural.

ETAPE 3 RÉDUCTION

Si l'algorithme détermine que le bruit du vent est bien présent, le traitement de réduction est activé et est continuellement



actualisé pour éliminer le bruit du vent et préserver le meilleur rapport signal sur bruit possible.

L'algorithme du bruit du vent peut conserver les fluctuations du bruit du vent et par conséquent devient adaptatif. Les avantages sont substantiels - les essais ont montré une amélioration du rapport signal sur bruit de 8,4 dB (Datas on file) dans le vent (pour des phonèmes), une réduction du bruit jusqu'à 26dB et une amélioration dans la précision de l'identification des mots.

Etape 3 - traitement intelligent et situationnel du signal en temps réel

Issues des technologies les plus pointues, les nouvelles aides auditives apparues récemment sur le marché intègrent des processeurs ultra performants capables de traiter des milliards d'informations en temps réel. Ces capacités de calculs, inimaginables il y a encore quelques temps, ouvrent des champs d'applications étonnants. Ces appareils d'un nouveau type n'ont rien à envier à la fois par leurs performances et leur design aux accessoires audio les plus sophistiqués.

9 classes sonores basées sur des mesures en situations réelles

Lors du développement de l'aide auditive UNIQUE, l'un des objectifs principaux était d'apporter aux utilisateurs d'aides auditives une expérience auditive optimisée dans chaque environnement sonore sans avoir besoin de changer les programmes. Avec cet objectif en tête, nous avons développé une nouvelle puce deux fois

plus puissante qui nous a permis de mettre en œuvre un nouveau système de traitement : la technologie brevetée Sound Class.

Cette innovation permet de calculer plus vite, analyser plus rapidement les informations et réaliser un traitement sonore automatique intelligent de classification multidimensionnelle intégrant 9 classes de sons pour améliorer le confort d'écoute. Ces caractéristiques sont toutes intégrées dans un système coordonné qui n'interfère pas sur la consommation de la batterie ou le délai de traitement du signal.

Dans un premier temps, UNIQUE adapte le traitement du signal sonore pour qu'il convienne à toute situation - qu'il comprenne ou non un signal contenant de la parole - sans compromettre le confort de l'audition. Un contrôleur interne assure l'intégration de 6 différentes caractéristiques à un degré qui n'a pas été jusqu'ici possible, assurant, de surcroît, un passage en douceur entre les classes sonores.

Le système va analyser en temps réel les sons reçus en fonction de différents critères de sélection (fréquence de modulation, amplitude sonore, tonalité du signal, etc.), puis via une base de données préenregistrée de 100 situations sonores différentes, la puce définira la projection sonore la plus corrélée à la réalité.

Un système de classification multidimensionnelle répartira les environnements d'écoute en classes sonores distinctes - 9 au total. Elles sont représentatives de la multiplicité de situations rencontrées au quotidien par les malentendants, et sont regroupées dans un programme universel :

- CALLEME AVEC/SANS PAROLE
- FÊTE AVEC/SANS PAROLE
- MUSIQUE
- VILLE AVEC/SANS PAROLE
- TRANSPORT AVEC/SANS PAROLE



Chaque classe sonore représente donc une situation classique d'écoute pour les utilisateurs d'aides auditives, où des réglages spécifiques des fonctions sont requis. La stratégie globale est qu'en cas de présence de parole prédominante, **le système ciblera l'audibilité, et en l'absence de parole prédominante, il ciblera confort et qualité sonore.**

En recherchant des caractéristiques spécifiques dans le son entrant, le système est capable de s'adapter intelligemment à l'environnement sonore et de détecter si un discours est prédominant. Ces informations seront utilisées pour classer chacune des situations sonores rencontrées dans l'une des classes sonores afin d'optimiser leur traitement.

Un nouveau logiciel COMPASS 2.0 pour optimiser les performances d'UNIQUE

Nous avons voulu faire de ce lancement un dispositif complet. Nous avons donc conçu et pensé un nouveau logiciel pour que UNIQUE & COMPASS ne fasse qu'un. Tout a été travaillé pour une parfaite synergie et pour vous faire gagner du temps. Les fonctions de réduction de bruit du vent ou technologie SoundClass fonctionnent automatiquement avec des pré-réglages fins prédéfinis. Nous y avons associé et combiné l'ensemble des modifications présentées ci-dessous pour que chaque détail fonctionne en harmonie avec l'adaptation de notre nouvelle puce UNIQUE.

Un nouveau packaging plus élégant

Soucieux de travailler le fond autant que la forme, WIDEX lance un nouveau packaging disponible pour toute la gamme UNIQUE.



Nouveaux venus dans la famille DEX pour une connectivité au service du patient

Nous savons vos patients de plus en plus connectés et friands d'innovations technologiques toujours plus avancées. Sensible à cette problématique, nous avons voulu vous accompagner pour répondre à ce besoin via 2 nouvelles solutions :

Le COM-DEX, nouveau kit main-libre connecté en Bluetooth avec les smartphones



Vous allez pouvoir offrir à vos patients un accessoire directement connecté à leurs appareils pour la gestion de leurs coups de téléphones et/ou gestion du volume de leurs appareils. Ce dernier reste compatible avec la gamme CLEAR, MENU & DREAM.

Nouvelle application pour smartphone

Associée au COM-DEX, nous avons mis à votre disposition une application Smartphones disponible sur l'Apple Store et Android qui fonctionne uniquement avec le COM-DEX.



Vos patients auront la possibilité de régler les paramètres de l'environnement sonore dans lequel ils se trouvent en utilisant la fonction « préférence ».

Comparé à un réglage de volume traditionnel, l'utilisateur contrôlera intelligemment son appareil auditif en choisissant plus de confort ou d'audibilité.

En plus de ces fonctionnalités, l'application donne accès à des vidéos de démonstration pour correctement entretenir ses appareils auditifs.

Un kit de communication complet

Pour vous aider à drainer du trafic dans votre centre, un kit varié et qualitatif de PLV est disponible : posters, totems, présentoirs de comptoirs avec factices. Tous ces supports sont consultables sur www.widexpro.fr



UNIQUE, une offre complète pour une nouvelle approche assurant une satisfaction audios et patients forte et renouvelée

WIDEX se renouvelle pour apporter une solution globale à vos patients.

L'expérience WIDEX se traduit par différentes composantes avec :

- Une technologie révolutionnaire : UNIQUE brise le mur du son pour offrir le paysage sonore le plus étendu du marché.
- Une acceptation et un confort d'écoute renouvelé avec une adaptation automatique et des technologies remarquables comme le réducteur du bruit de vent et le réducteur de bruit faible.
- Des accessoires beaux et efficaces pour offrir plus de connectivité aux seniors.
- Et enfin un packaging très attrayant pour que l'expérience WIDEX soit belle à tous les niveaux.

Une formation pour les audioprothésistes est prévue le 14 décembre toute la journée (9h-17h) au siège de Widex à Champlan

Complète et assurée en petit nombre, elle vous donne l'occasion d'aller plus loin dans la pratique avec des ateliers et une manipulation du logiciel.

Inscription : maillot@widex.com

Contact presse :
WIDEX France
Solène GURRET
gurret@widex.com

Les Cahiers de l'Audition

La Revue du Collège National d'Audioprothèse



Déposez vos petites annonces

dans la revue incontournable distribuée gratuitement à tous les audioprothésistes français et aux étudiants de 2ème et 3ème 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, contactez le Collège National d'Audioprothèse
01.42.96.87.77 ou cna.paris@orange.fr

Actualités

du monde de l'audiologie



■ Dossier

« Que Choisir » sur les appareils auditifs : un rapport biaisé au détriment des patients



Paris, le 28 septembre 2015

Lundi 28 septembre, "Que Choisir" a tenu une conférence de presse et publié une étude incroyablement violente à l'encontre de l'ensemble de la profession. L'Unsaf, le jour même, a publié un communiqué argumenté dénonçant un rapport « biaisé », « un dossier à charge, aux données incomplètes ou erronées, concocté sans concertation avec les administrations, les professionnels, les associations de patients... ».

Le communiqué et le dossier de presse de l'Unsaf en réponse à « Que Choisir » : *Le secteur de l'audioprothèse emploie environ 10 000 personnes en France et équipe près de 400 000 déficients auditifs chaque année. Environ 2 millions de personnes sont équipées dans notre pays, alors que, selon l'Inspection générale des affaires sociales (IGAS), 2,5 à 3 millions devraient l'être. « Que Choisir » publie un dossier à charge, aux données incomplètes ou erronées, concocté sans concertation avec les administrations, les professionnels, les associations de patients... L'UNSAF souhaite rectifier son contenu à partir de sources vérifiées et s'interroge sur le véritable bénéficiaire de la dérégulation sauvage que « Que Choisir » appelle de ses vœux.*

Les prix des appareils auditifs en France est dans la moyenne basse Européenne

L'audioprothésiste est un professionnel de santé dont les prestations, sur prescription médicale, s'appuient sur le matériel qu'il choisit, adapte et délivre. Ils ont la

responsabilité de l'adaptation de l'appareillage auditif et la qualité de cette adaptation repose sur la qualité de leur formation et sur leur expérience. Le coût moyen d'un appareil auditif est de 1500 €. Les prix en France se situent dans la moyenne basse Européenne (par exemple en Belgique le prix moyen est de 1 646 €). L'IGAS soulignait en 2013 que « les distributeurs français pratiquent (...) des prix hauts de gamme plutôt faibles comparativement aux autres pays ». Les marges nettes indiquées par « Que Choisir » sont erronées.

Le nombre d'audioprothésistes en France est suffisant pour un bon service aux patients

La France dispose de 3100 audioprothésistes pour 65 millions de personnes. L'Allemagne en a 4850 pour 81 millions d'allemands. Serait-il utile de disposer de 7150 audioprothésistes, soit 47% de plus qu'en Allemagne pour une population inférieure de 16 millions de personnes ?

Un bon taux d'équipement malgré un faible remboursement de la Sécurité Sociale et des mutuelles

En France, après remboursement de la Sécurité Sociale (120€) et des mutuelles (350€ en moyenne), il reste 1000€ par oreille à la charge des patients. En Angleterre, le remboursement est complet.

Pourtant le taux d'équipement en France, 34,1%, est seulement inférieur de 20% à celui de l'Angleterre, 42,4%. Et cela grâce à la qualité du travail de nos audioprothésistes dont les enquêtes internationales montrent qu'ils obtiennent le meilleur taux de satisfaction d'Europe : 84% contre 70% seulement en Angleterre.

Le salaire des jeunes audioprothésistes est proche de celui des autres professions de santé

Le salaire des jeunes audioprothésistes est couramment compris entre 2000€ et 2400€.

Le syndicat national des audioprothésistes fait des propositions pour diminuer les coûts

Certaines de nos propositions ont été validées et mises en application par le ministère de la Santé. Nous sommes à sa disposition pour, grâce à des propositions réalistes et simples à mettre en œuvre, améliorer le remboursement des appareils auditifs, dont les tarifs pour les adultes n'ont pas été revus depuis 1986.

Pour aller plus loin :

Le secteur des appareils auditifs présente-t-il un manque de concurrence ?

Des articles de presse polémiques publiés fin 2013 ont conduit l'Autorité de la Concurrence à mener une enquête sur le secteur de l'audioprothèse pendant l'année 2014. A ce jour, cette enquête n'a pas conduit à ouvrir de procédures dans notre secteur. La Direction générale de la concurrence, de la consommation et de la répression des fraudes (DGCCRF) mène, de son côté, des vérifications régulières sur notre secteur et a, par ailleurs, récemment publié une fiche pratique « Appareils auditifs »¹. Le secteur de l'audioprothèse est donc régulièrement scruté par les autorités compétentes et présente, au contraire, une forte concurrence².

Les prix des appareils auditifs sont-ils anormalement élevés ?

Le 16 mai 1996, le journal Le Monde intitulait son article consacré aux premiers appareils auditifs numériques « Douze mille francs l'unité ».

1. <http://www.economie.gouv.fr/dgccrf/Publications/Vie-pratique/Fiches-pratiques/appareils-auditifs>

2. Note Unsaf « Une forte concurrence dans le secteur de l'audioprothèse ». Toutes les notes sont disponibles à cette adresse: <http://www.unsaf.org/site/l-unsaf/les-syntheses-de-l-unsaf.html>



Cela équivaut à 2 384€ actuels³ et cela pour un appareil inesthétique, doté de réglages sommaires et garanti un an. Aujourd'hui, la gamme de prix se situe majoritairement⁴ entre 950 et 2000€ par oreille, avec un prix moyen de 1500€. Mais dès 1250€ environ, tous les malentendants peuvent bénéficier de solutions très discrètes, garanties 4 ans et incomparablement plus efficaces que celles de 1996. Les progrès technologiques ont donc clairement fait baisser les prix. La Caisse nationale de solidarité pour l'autonomie (CNSA) avait procédé en 2009 à une comparaison européenne à l'issue de laquelle les prix en France se situaient nettement dans la moyenne basse européenne⁵. Dans le réseau Audition Mutualiste de la Mutualité française, le prix moyen est proche du prix moyen du secteur, 1345€. En décembre 2014, le ministère de l'Économie belge publiait un rapport où l'on constatait que le prix moyen en Belgique, 1 646€, est 10% plus élevé qu'en France⁶. Enfin, la Direction de la Sécurité Sociale (DSS) a publié en mars 2011 une analyse économique du secteur⁷. Il y était indiqué page 40, « *marge nette : 0-10% pour les succursalistes, 5-12% pour les indépendants* » et non 15 à 18% comme indiqué dans le dossier « Que Choisir ».

Le taux d'équipement est-il deux fois et demi plus important en Angleterre ?

Des enquêtes de grande ampleur, nommées EuroTrak, sont conduites depuis 2009 sur le marché des appareils auditifs en Europe. La méthodologie rigoureuse de ces travaux, en a fait une source d'informations de référence, reprise par les pouvoirs publics : par exemple en France par le ministère de la Santé en août 2014⁹ ou en Belgique par le ministère de l'Économie

en décembre 2014⁹. Grâce à ces données indispensables à toute étude sérieuse, des comparaisons sont possibles sur la prévalence du déficit auditif, la satisfaction, le taux d'équipement...

En Angleterre, le nombre de personnes équipées chaque année est en effet 2,5 fois plus important, mais le taux de la population équipée est seulement 1,3 fois celui de notre pays. Cet apparent paradoxe est causé par un mauvais « indice d'observance »¹⁰, corrélé au plus faible taux de satisfaction, 72%, que celui de notre pays, 80% (pour les calculs détaillés cf. annexe dans le dossier de presse joint). Ces données confirment nos estimations : 2 millions de personnes sont appareillées en France, 2,5 à 3 millions devraient l'être.

Les salaires des audioprothésistes débutants est-il très élevé ?

« Que Choisir » annonce un salaire pour les audioprothésistes débutants de 4 500€ ! La source est « *UFC - Que Choisir, à partir des données DREES, Alcimed et grille de salaires fonction publique hospitalière* ».

Première remarque, tous les audioprothésistes exercent dans le privé, donc toute comparaison avec la fonction publique hospitalière est impossible. Les seules comparaisons judicieuses sont à faire avec les infirmiers et kinésithérapeutes libéraux. Deuxième remarque, ni la DREES, ni Alcimed n'ont publié de données sur les salaires des audioprothésistes. Nous attendons donc que « Que Choisir » nous fournisse la source précise de ces montants extravagants. En moyenne, le salaire constaté des débutants est de 2200€, y compris à Paris.

La France a-t-elle besoin de 7 150 audioprothésistes ?

En France métropolitaine, le nombre d'audioprothésistes est passé de 1422 en 2000 à 3064 en 2014. Dans la même période, le nombre d'appareils fournis a lui évolué de 268 000 à 597 000.

Une pratique d'environ 200 appareils par an et par audioprothésiste, moyenne nationale depuis 15 ans¹¹, est garante de la qualité de leurs prestations. L'accroissement du nombre d'audioprothésistes

doit donc accompagner le nombre de malentendants appareillés. En l'absence de ce dernier accroissement, la réduction de la pratique contribuerait à une réduction de la qualité de l'adaptation et à une baisse de la satisfaction.

Les 81 millions d'Allemands bénéficient des services de 4850 audioprothésistes¹². Est-il raisonnable que les 65 millions de Français bénéficient de 7 150 audioprothésistes, selon les propositions de « Que Choisir », soit 47% de professionnels en plus pour une population inférieure de 16 millions de personnes ? La multiplication des professionnels et des points de vente serait-elle bénéfique pour les patients ?

« Que Choisir » s'était intéressé au secteur de l'optique en mai 2013. Dans un article intitulé « *Lunettes : pourquoi elles coûtent les yeux de la tête* », on y lisait que le nombre d'étudiants en optique était passé de 1 175 en 2004 à 2480 en 2011, que « *le salaire à l'embauche a fortement baissé* » et pourtant que « *les Français dépensent en moyenne 50% de plus pour leurs lunettes que dans les grands pays européens* » !

Le rapport de l'IGAS publié le 11 septembre dernier et intitulé « *Restructuration de la filière visuelle* » pointe le « *nombre extravagant de points de vente* » en optique ainsi que « *la dégradation du statut des jeunes opticiens, alors que le chômage, concerne déjà plus de 4000 d'entre eux* ». Et le rapport de préconiser « *une universitarisation totale de la formation, qui permettrait la régulation des effectifs par un examen d'entrée et la fixation d'un numérus clausus* ». L'exact modèle de la formation actuelle d'audioprothésiste...

En matière de santé, trop de concurrence fait baisser la qualité et non les prix ! En effet, « *les mécanismes de la concurrence ne peuvent jouer comme sur d'autres marchés, sans risquer de détériorer une certaine qualité dans les produits et prestations de santé. C'est la raison pour laquelle si le droit de la concurrence doit régir ce domaine, il ne peut le faire seul. (...) La spécificité des missions de santé interdit que le droit de la concurrence en devienne le seul régulateur* »¹³.

En outre, l'Inspection Générale des Finances écrivait en 2013¹⁴ : « *Les régle-*

3. <http://www.insee.fr/fr/service/viser/calcul-pouvoir-achat.asp>

4. Selon GfK, à 90,6% pour la période avril 2014 - mars 2015.

5. Note Unsaf « Les prix et le remboursement des audioprothèses en France ».

6. Institut des comptes nationaux, Étude sur les prix, les marges et le fonctionnement du marché des appareils auditifs en Belgique, décembre 2014.

7. Direction de la Sécurité Sociale, Analyse économique du secteur des appareillages optiques et auditifs, mars 2011.

8. Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques (Drees), Étude quantitative sur le handicap auditif à partir de l'enquête « Handicap-Santé », p. 59.

9. Institut des comptes nationaux, op. cit.

10. Taux d'utilisateurs global divisé par le taux de la population appareillée chaque année (cf. annexe).

11. Note Unsaf « Évolution du nombre d'audioprothésistes de 2000 à 2014 ».

12. Selon le syndicat Allemand BIHA. Dans Audio Infos n°175, septembre 2012, page 36.

13. Étude thématique « Droit de la concurrence et santé », Rapport annuel 2008 de l'Autorité de la Concurrence.

14. Inspection Générale des Finances, Les professions réglementées, mars 2013



mentations en place sont économiquement justifiées lorsqu'elles répondent de façon précise et circonscrite à des contraintes telles que :

- le manque d'expertise du public sur la qualité et l'adéquation du service proposé et sur l'étendue de son besoin ;
- le risque d'apparition de prix trop élevés par rapport aux coûts de revient du service ou de prix trop bas pour permettre d'offrir un service de qualité suffisante ;
- la prévention des conflits d'intérêts chez les professionnels. »

À qui profiterait une dérégulation sauvage de la profession d'audioprothésiste ?

Sûrement pas aux patients...

L'UNSAF, en tant que membre de l'Union nationale des professions de santé (UNPS) a accès aux données de l'Assurance Maladie, le SNIIRAM¹⁵. Certaines de ces données, publiques et exhaustives, sont publiées sur notre site¹⁶.

Pourtant, « Que Choisir » n'a pas jugé utile de nous solliciter et a préféré, pour tirer ses conclusions, se baser sur les « 4700 devis d'audioprothèses » fournis par la société Santéclair, filiale de Allianz et Covéa (groupe réunissant GMF, MAAF et MMA). Ce réseau promet « 40 % en optique, 40 % en implantologie dentaire, ou encore 45 % sur les audioprothèses ». En audioprothèse, ces remises ne permettent pas un service minimal aux patients et le nombre d'audioprothésistes à avoir adhéré à ce réseau est estimé¹⁷ à 300-400 professionnels, soit à peine 10% de la profession.

Il est certain que si cette société avait à sa disposition 7 150 professionnels comme le réclame « Que Choisir », dont beaucoup certainement avec une activité faible ou nulle, elle pourrait aisément les contraindre à accepter toutes ses conditions.

Nous interpellons donc Allianz, GMF, MAAF et MMA sur les agissements opaques de leur filiale. Nous nous interrogeons aussi

sur l'instrumentalisation de « Que Choisir » pour porter ces propositions qui ne pourraient que dégrader l'excellente satisfaction actuelle des patients Français¹⁸.

Enfin, le législateur doit s'interroger sur les tentatives de dérégulation, menées par certains réseaux de soins à leur seul profit, dans les secteurs que la loi leur a confié¹⁹ : l'optique, l'audioprothèse et le dentaire (deux syndicats de chirurgiens-dentistes, la CNSD²⁰ et la FSDL²¹, mènent actuellement un procès contre la S.A. Santéclair). A ce propos, une proposition de loi relative aux réseaux de soins sera présentée le 1^{er} octobre par M. Daniel Fasquelle, député du Pas de Calais.

L'UNSAF, force de propositions, pour diminuer un reste à charge trop élevé.

Deux²² rapports récents de l'IGAS, soucieux eux de l'intérêt général, détaillent longuement le secteur de l'audioprothèse et la nécessité de réformer sa prise en charge. Les propositions innovantes de l'UNSAF pour diminuer le reste à charge des patients y ont été soulignées : « Une revalorisation est prioritaire concernant les prothèses auditives dont la prise en charge au titre de l'assurance maladie est actuellement fortement déconnectée de la réalité économique. » « Sur les audioprothèses, la maîtrise de l'évolution de la dépense d'assurance maladie (+1,15% par an depuis 2010) s'est opérée au détriment du reste à charge, le niveau modeste des dépenses permettant toutefois d'envisager, à la différence de l'optique, une prise en charge plus importante de l'assurance maladie. »

« La perte de l'audition est aujourd'hui un véritable enjeu de santé publique du fait de

la perte d'autonomie associée. Sa prévalence ne pourra que s'accroître avec le vieillissement de la population. Il est donc indispensable d'assurer à la population un égal accès aux audioprothèses. »

« Les travaux précédents de l'IGAS et ceux de la Cour des comptes et du HCAAM et les échanges avec l'UNSAF permettent d'esquisser des pistes d'évolution. »

« L'ouverture manifestée par l'UNSAF (...) représente à cet égard une opportunité à saisir. »

L'accès à l'audioprothèse fait face à d'importants problèmes : un reste à charge moyen de 65% pour les adultes, des campagnes publicitaires télévisées dégradant l'image de la profession (« Le deuxième appareil à 1 euro »)...

Nos propositions pour les bénéficiaires de la CMU ont été validées et mises en application en mai 2014 par le ministère des Affaires sociales, de la Santé et des Droits des femmes²³.

Nous sommes maintenant à sa disposition pour, grâce à des réformes réalistes et techniquement simples à mettre en œuvre, améliorer la prise en charge des appareils auditifs pour les adultes, dont les tarifs n'ont pas été revus depuis 1986.

À propos de l'UNSAF

Le Syndicat national des audioprothésistes (UNSAF), né en avril 2011 de la fusion des trois syndicats historiques de la profession, est l'organisme professionnel représentatif des 3 100 audioprothésistes. Il siège notamment à l'Union nationale des professionnels de santé (UNPS) et au Haut Conseil des professions paramédicales (HCPP). Il est également le signataire de la convention nationale de tiers-payant conclue avec les Caisses Nationales d'Assurance Maladie.

L'UNSAF est également présent au niveau européen au sein de l'Association européenne des audioprothésistes (AEA). Il est présidé depuis juin 2012 par Luis Godinho.

Pour toute information complémentaire, visitez le site : www.unsaf.org

15. <http://www.ameli.fr/l-assurance-maladie/statistiques-et-publications/sniiram/finalites-du-sniiram.php>

16. Voir par exemple la note Unsaf « Des malentendants en grande majorité âgés »

17. La transparence n'est pas au rendez-vous puisque « les coordonnées et informations nominatives concernant nos professionnels de la santé partenaires ne sont accessibles qu'aux assurés bénéficiant des services Santéclair ». Cf. <https://www.santeclair.fr/web/reseaux-1>

18. La meilleure parmi les pays déjà enquêtés par EuroTrak 2015 : 84%. Nous avons ensuite la Suisse, 81%, l'Allemagne, 77%, le Royaume-Uni, 70% et le Japon, 39%. Cf. <http://www.ehima.com/documents/>

19. Loi n° 2014-57 du 27 janvier 2014 relative aux modalités de mise en œuvre des conventions conclues entre les organismes d'assurance maladie complémentaire et les professionnels, établissements et services de santé

20. Confédération Nationale des Syndicats Dentaires : <http://www.cnsd.fr/>

21. Fédération des Syndicats Dentaires Libéraux : www.fsd.fr/

22. Evaluation de la prise en charge des aides techniques pour les personnes âgées dépendantes et les personnes handicapées, avril 2013. Dispositifs médicaux : circuits et marges de distribution en ville et rôle des prestataires à domicile, janvier 2014.

23. Communiqué de presse « Une revalorisation du tarif CMU audioprothèse à saluer : 700 euros par oreille » <http://www.unsaf.org/site/communiques-de-presse/communiquede-presse-une-revalorisation-du-tarif-cmu-audioprothese-a-saluer-700-euros-par-oreille.html>



4^{èmes} assises d'audioprothèses

**Jeudi 28 et Vendredi 29 janvier
2016**

(Programme préliminaire sous
réserve de modifications)

Comité d'Organisation

Guevara Nicolas, Gallégo Stéphane,
Collet Lionel

Conférenciers

Bizaguet Eric, Bougerolles Eric, Chays
André, Collet Lionel, Ducourneau Joël,
Frayssé Bernard, Gallégo Stéphane,
Garnier Stéphane, Godey Benoît, Godinho
Luis, Guevara Nicolas, Krause Vincent,
Laurent Stéphane, Mom Thierry,
Montaut-Vérier Bettina, Parietti-Winckler
Cécile, Seldran Fabien, Sterkers Olivier,
Truy Eric, Venail Frédéric,
Vincent Christophe

**Sous l'égide du Collège National
d'Audioprothèse (CNA), du Syndicat
National des Audioprothésistes
(UNSAF), du Syndicat National des
Entreprises de l'Audition (SYNEA)**

Jeudi 28 janvier 2016

08:30-09:30 : ATELIER AUD-01 : Pathologie du CAE et du tympan : Limites et contraintes de l'appareillage conventionnel - Garnier S., Chays A.

09:30-10:00 : Pause

10:00-11:00 : ATELIER AUD-02 : L'audiométrie vocale est-elle indispensable à la prescription et au réglage d'une aide auditive ? - Garnier S., Vincent Ch.

11:00-11:30 : Pause

11:30-12:30 : ATELIER AUD-03 : Cahier de liaison ORL-Audioprothésiste pour une bonne prise en charge du patient sourd appareillé - Laurent S., Mom T.

12:30-14:00 : Pause

14:00-15:00 : ATELIER AUD-04 : Prise en charge des patients sourds et hyperacousiques - Gallégo S., Venail F.

15:00-15:30 : Pause

15:30-16:30 : ATELIER AUD-05 : Surdité sévère à profonde : Quand l'audioprothésiste doit-il passer la main ? - Seldran F., Truy E.

16:30-17:00 : Pause

Vendredi 29 janvier 2016

08:30-11:00 : PROGRAMME EN COMMUN AVEC LES ASSISES D'ORL - COURS INTENSIF 03. Prise en charge instrumentale des acouphènes

Modérateur : Frayssé M.J. - Orateurs : Bizaguet E., Bougerolles E., Gallégo S.

11:00-11:30 : Pause

11:30-12:30 : ATELIER AUD-06 : Binôme ORL - Audioprothésiste dans la réhabilitation auditive : Le rôle de chacun ; ce que disent les textes ; ce que demandent les bonnes pratiques - Collet L., Frayssé B., Godinho L.

12:30-14:00 : Pause

14:00-15:00 : ATELIER AUD-07 : Prise en charge fonctionnelle des surdités mixtes : Chirurgie, implant actifs, et aide auditive - Bizaguet E., Sterkers O.

15:00-15:30 : Pause

15:30-16:30 : ATELIER AUD-08 : Implant cochléaire et aide auditive controlatérale - Laurent S., Godey B.

16:30-17:00 : Pause

17:00-18:00 : ATELIER AUD-09 : Contraintes acoustiques et règles essentielles pour une audiométrie de qualité - Parietti-Winckler C., Ducourneau J.

18:00-19:00 : ATELIER AUD-10 : L'audiométrie vocale en 2016 pour l'ORL et l'audioprothésiste : regards croisés - Montaut-Vérier B., Krause V.

Colloque «Acouphènes» 26 et 27 février 2016

Institut Marie Haps
Haute Ecole d'Audiologie à Bruxelles



Deux jours d'exposé pour faire le point sur deux années de recherches sur les acouphènes et surtout la thérapie acoustique (TRT) de ceux-ci. Bien sûr les aspects émotionnels et l'hyperacousie ne seront pas oubliés.

Après une matinée « médicale » - nous attendons le Dr Marie Jo Frayssé de Toulouse (présidente de l'AFrEPA) et le prof Thill de Bruxelles ainsi que le Dr Markessis (prof de psychoacoustique à Marie Haps), nous laisserons la parole à

un grand nombre d'ex-étudiants ayant décidé d'accentuer leurs connaissances ou de réaliser une étude, le plus souvent par un TFE, sur le thème des acouphènes ou de l'hyperacousie pendant leur cursus. Ceux-ci seront au nombre de douze.

De nombreux leaders d'opinion prendront la parole parmi lesquels Sylvie Hébert de Montréal, Arnaud Norena de Marseille et Stéphane Gallégo de Lyon.

Enfin plusieurs exposés pratiques seront présentés par mes complices du CHU de Toulouse (P.Viudez) ou de la faculté de Nancy (C.Rempp) et Philippe Lurquin.

Comité scientifique

Philippe Lurquin - Emily Markessis
Patrick Verheyden

Vendredi 26 février 2016

8h30 : Accueil

9h00 : Introduction La thérapie acoustique de l'acouphène : satisfait et remboursé ? P. Verheyden

9h15 : L'acouphène et les symptômes associés. M.J. Frayssé

9h45 : La TRT, pour Qui et Comment ? MP. Thill

10h15 : Origine de l'acouphène, aspect neurophysiologique. A. Norena

11h00 : Pause

11h15 : Acouphène et tests psycho-acoustique. E. Markessis

12h00 : Questions

12h30 : LUNCH

Les bases de la TRT

14h00 : Catégorisation, modèles et typologie. P. Viudez / P. Lurquin

14h45 : Les questionnaires. M. Real

15h15 : La TRT un monde en images. J.X. Pelissier

15h30 : Questions

15h50 : PAUSE

L'hyperacousie

16h10 : Distorsion cognitive de l'hyperacousie. L. Pauwels

16h25 : L'évaluation par questionnaire. M. Petit

16h40 : L'évaluation audiométrique. T. Papart

17h05 : Hyperacousie et couple en souffrance. H. Violette



- 17h20** : Hyperacousie et trouble d'intégration temporelle. E. Leguillette
17h35 : Les 10 commandements en TRT. C. Rempp / P. Lurquin
18h30 : Premières conclusions. MJ. Fraysse

Samedi 27 février 2016

- 8h30** : Accueil
9h00 : 24 h dans la vie d'un acouphé- nique. M. Mahfi
9h20 : Acouphénométrie et plasticité cérébrale. S. Gallego
9h40 : Les thérapies sonores. V. Hervé
10h10 : Les bruits encochés. E. Coulon
10h30 : Pause
10h50 : Point de mélange ou masquage complet ? Le choix des patients. P. Lurquin / P. Viudez
11h10 : Evaluation psychoacoustique de l'acouphène. CE. Basile
11h30 : Stress & acouphène. S. Hébert
12h20 : Questions
12h30 : LUNCH
14h00 : es algorithmes d'abaisse- ment fréquentiel : une solution pour l'acouphène ? M. Doux
14h20 : Le bruit blanc : une solution pour les acouphènes somato-sensoriels ? V. Hervé
14h40 : Efficacité de l'appareillage et des bruits complexes ; résultats, données chiffrées. S. Gallego
15h00 : Efficacité de la TRT ; résultats, données chiffrées. P. Lurquin & J. Fuks
15h20 Questions
15h45 : Pause
16h00 : Firmes
16h00 : Widex. Nicolas Leuranger
16h20 : Starkey. Eric Van Belleghem
16h40 : Siemens. Philippe Lantin
17h00 : Phonak. Olivier Domken
17h20 : Oticon. Eric Bougerolles
17h40 : Resound. Nathalie Dedeckel
18h00 : Fin. P. Verheyden

Organisation, contact et inscription

Institut libre Marie Haps -
 Service des formaons connues
 formaonsconnues.mariehaps@vinci.be
 +32 (0)2 793 40 44

Tarifs standards

- 400 euros pour toute inscripon avant le 26 janvier 2016
- 450 euros pour toute inscripon à parr du 26 janvier 2016

Ce tarif comprend l'entrée, la documen- taon, les pauses café et le repas de midi pour les deux journées du colloque.

Tarif étudiant

- 100 euros pour toute inscripon avant le 26 janvier 2016
- 120 euros pour toute inscripon à parr du 26 janvier 2016

Ce tarif comprend l'entrée, la documen- taon et les pauses café pour les deux jour- nées du colloque.

Renseignements

Pour vous inscrire, il vous suffit de compléter le formulaire d'inscription disponible sur notre site Internet (www.mariehaps.be/formaon-con nue) ou sur demande à formaonsconnues.mariehaps@vinci.be et de valider votre inscripon par un virement sur le compte BE78 7320 1994 6786 (BIC : CREG BEBB).

Ateliers sur les mesures in vivo

1 - Premiers pas

Samedi 16 janvier, de 9h30 à 12h30 et de 13h30 à 16h30

**Institut libre Marie Haps
 Rue d'Arlon 11 - rue de Trèves 84
 Chaussée de Wavre 249**



HAUTE ÉCOLE LÉONARD DE VINCI

Descriptif

Formation ouverte aux audiologues professionnels.

Cet atelier vise à permettre aux profes- sionnels d'envisager une pratique quoti- dienne de la mesure in-vivo par une première approche théorique et pratique qui tentera de cerner exhaustivement les objectifs, les limites et les pièges des mesures à la sonde.

Les objectifs de la formation sont les suivants :

- passer en revue tous les aspects acous- tiques de l'oreille externe et de l'oreille moyenne qui influencent les relevés de pression en fond de conduit ;
- se familiariser avec la chaîne de mesure (New Aurical / Affinity) ;
- quelles mesures pour quels objectifs ;
- choisir les signaux de mesure ;
- utiliser la mesure in-vivo en pré-réglage ou en validation de réglage (pédiatrique vs adulte).

L'Institut libre Marie Haps mettra à dispo- sition des participants tout le matériel nécessaire afin que chacun puisse mani- puler et s'exercer à la pratique de la mesure in-vivo.

2 - Pratique avancée

Samedi 30 janvier, de 9h30 à 12h30 et de 13h30 à 16h30
Formation de 6 heures

**Institut libre Marie Haps
 Rue d'Arlon 11 - rue de Trèves 84
 Chaussée de Wavre 249**

Descriptif

Formation ouverte aux audiologues professionnels.

Destiné aux audioprothésistes qui pratiquent déjà la mesure in-vivo, cet atelier tentera de cerner les limites et les pièges des mesures à la sonde et de passer en revue l'ensemble des tests autorisés par les suites logicielles que nous proposent les fabricants.

Les objectifs de la formation sont les suivants :

- rappels sur l'acoustique de l'oreille externe ;
- considérations sur le choix des signaux : quel signal pour quel objectif de mesure ;
- mesures sur appareillages « open » ;
- aller plus loin : Visible Speech, réducteurs de bruits & microphones directionnels ;
- réglage des compressions fréquentielles: protocole & signaux.

L'Institut libre Marie Haps mettra à dispo- sition des participants tout le matériel nécessaire afin que chacun puisse mani- puler et s'exercer à la pratique de la mesure in-vivo.



Formateurs

Pierre Devos : audiologue/audicien, diplômé de l'Institut libre Marie Haps, spécialisé en appareillage et audiologie pédiatrique depuis 14 ans, actif au centre Comprendre et Parler (Bruxelles) et au centre Amplifon Châtelet (Paris), responsable du Réseau Enfant du groupe Amplifon France.

David Dodelé : audicien, diplômé de l'Institut libre Marie Haps, actif au Centre auditif Dodelé de Braine-l'Alleud, membre de la Société scientifique internationale du pré-réglage.

Prix

Tarif plein : 120 euros

Tarif préférentiel (diplômés de l'Institut libre Marie Haps) : 100 euros

Ce tarif comprend l'inscription et les pauses café pour la journée de formation.

Inscription aux ateliers

Pour vous inscrire, il vous suffit de compléter le formulaire d'inscription en ligne et de valider votre inscription par un paiement sur le compte de l'Institut libre Marie Haps BE78 7320 1994 6786 (BIC : CREGBEBB).

Lors de votre versement, veuillez indiquer vos nom, prénom et l'intitulé de la formation dans la partie « communication ».

Vous pouvez également compléter le formulaire d'inscription « papier » disponible sur notre site Internet (www.mariehaps.be/formation-continue) et nous le renvoyer par mail (formationscontinues.mariehaps@vinci.be) ou par voie postale (Institut libre Marie Haps, Formations continues, rue d'Arlon 11 à 1050 Bruxelles).

Cette formation est limitée à 15 participants (minimum 10). Seront prises en considération les 15 premières inscriptions validées par un paiement (la date de réception de celui-ci sur le compte de l'Institut libre Marie Haps faisant foi).

Les inscriptions à la formation « Premiers pas » ferment le 16 décembre 2015 et à la « Pratique avancée » le 30 décembre 2015.

Otologie et Chirurgie de la Base du Crâne

Vendredi 8 janvier 2016

GH Pitié-Salpêtrière - Salle Pinel

Daniele Bernardeschi, Didier Bouccara, Daniele De Seta, Isabelle Mosnier, Yann Nguyen, Assia Terranti, Olivier Sterkers

Programme

8h15 : Accueil

8h30 : Cholestéatome de l'oreille moyenne

- Evolution des techniques chirurgicales. Olivier Sterkers
- Atticotomie reconstructrice. Daniele Bernardeschi
- Comblement des cavités d'évidement. Daniele Bernardeschi
- Places respectives du scanner et de l'IRM dans le diagnostic et le suivi du cholestéatome. Stéphanie Trunet

10h00 : Pause

10h30 : Otospongiose

- Intérêt du piston Nitibond. Daniele Bernardeschi
- Reprises chirurgicales. Daniele Bernardeschi

- RobOtol et endoscopie de l'oreille moyenne. Yann Nguyen

11h30 : Base du crâne

- Granulome à cholestérine et voie infra-labyrinthique. Francesca Russo

- Schwannome du nerf facial. Ghizlene Lahlou

- Schwannome vestibulaire sur oreille unique. Yann Nguyen

12h30 : Cas cliniques

13h30 : Conclusion. Olivier Sterkers

Inscription gratuite obligatoire isabelle.mosnier@aphp.fr

Nombre maximal de participants : 50

Phonak réunit un groupe international de spécialistes pour réfléchir sur l'impact de la famille dans les soins auditifs



(Bron - France) - 13 novembre 2015 - Phonak a invité un petit nombre choisi de spécialistes en soins de santé auditive dans l'optique de proposer aux audioprothésistes des recommandations basées sur des éléments concrets afin de mieux fédérer l'entourage des patients.

« La santé auditive concerne tous ceux qui font partie de l'environnement d'une personne rencontrant des difficultés auditives, famille et proches en particulier. Or, diverses études nous permettent de dire qu'un faible pourcentage de ces proches est réellement impliqué dans le processus de soins auditifs » explique le professeur Hickson, professeur d'audiologie et directeur de la School of Health and Rehabilitation Sciences de l'université du Queensland, à Brisbane en

Australie, qui préside le groupe d'experts. « Nous savons également que les résultats auditifs sont bien meilleurs lorsque les familles sont impliquées, cela ayant un impact positif sur la satisfaction générale du patient. »

Le groupe travaille ainsi à l'identification de recommandations basées sur des éléments concrets faciles à mettre en œuvre dans la pratique quotidienne. Première étape de ce processus, la publication d'une déclaration de principe début 2016.

« Phonak est ravi de parrainer et soutenir cette initiative qui vise à renforcer l'efficacité de la profession » explique Ora Buerkli-Halevy, vice-présidente, Global Audiology, Phonak AG. « L'objectif est d'encourager la participation de la famille tout au long du processus. Cette initiative repose sur des données scientifiques montrant que l'implication des proches se traduit par une meilleure adoption des soins de santé auditive et de meilleurs résultats. »

Lors de cette première réunion, le professeur Hickson était entouré de Kris English, PhD, professeur agrégé à l'université d'Akron/NOAC, Akron, Ohio, de Mary Beth Jennings, PhD, professeure agrégée à la School of Communication Sciences and Disorders, université de Western Ontario, Ontario, Canada, de Gurjit Singh, PhD, chercheur principal en audiologie, Phonak AG et de Barbra Timmer, chercheur en audiologie et doctorante, université du Queensland, Brisbane, Australie. D'autres spécialistes contribueront également à l'avancement du projet en collaborant à la déclaration de principe.

POUR FAIRE LA DIFFÉRENCE REJOIGNEZ UN RÉSEAU QUI MISE SUR LA QUALITÉ



“Pour mettre tous les atouts de mon côté, j’ai choisi de m’installer en association avec Audilab”

Marine LE CORFF
Audioprothésiste associée à Marseille



“Indépendant, j’ai choisi de m’associer à Audilab pour travailler librement en bénéficiant des services d’un groupe”

Grégory GERBAUD
Audioprothésiste associé à Reims

- **Un réseau en pleine expansion** (+ de 130 centres en France)
- 1^{er} réseau d’audioprothésistes à avoir été **certifié NF Service, ISO 9001 et 14001**
- **+ de 98%** de nos patients nous recommandent à leurs amis⁽¹⁾
- Assurance d’exercer votre profession **avec sérénité**
- **Participation active** au développement du réseau
- **Formation** continue
- Evolution de **carrière**

(1) Source enquête satisfaction 2014 sur la base de 3408 fiches exploitables

RECRUTEMENT DE SALARIÉS :
BLOIS, LA ROCHELLE, ANGOULÈME,
COGNAC, BOURGES...

ET PROPOSITIONS D'ASSOCIATIONS



30 ANS RÉSEAU **Audilab**

En toute confidentialité, contactez-nous au
02 47 64 64 17 ou direction@audilab.fr



NOVEMBRE 2015

Rencontres de la Société Française de Réflexion Sensori-Cognitive (SOFRESC)



Colloque

28 novembre 2015 - Centre Luxembourg, 103, boulevard, Saint Michel, Paris 5

Renseignements : www.sofresc.com

DÉCEMBRE 2015

Enseignement Post-Universitaire Le contrôle d'efficacité prothétique de l'adulte

Les 4 et 5 décembre 2015

L'E.P.U. 2014 consacré aux méthodologies d'appareillage a clairement montré que cette étape nécessaire de l'appareillage n'est que la première étape de l'adaptation prothétique. La correction auditive ainsi choisie, puis administrée, soulève aussitôt la question de son efficacité. L'appareillage doit être quantitativement et qualitativement efficace pour une amélioration optimale de l'intelligibilité afin de permettre au malentendant de sortir de son isolement pour mieux vivre.

L'audioprothésiste doit disposer d'outils fiables, diversifiés et validés pour faire évoluer son choix prothétique vers la plus meilleure efficacité possible, dépassant le simple sentiment de satisfaction initiale.

Renseignements : <http://www.college-nat-audio.fr/>



JANVIER 2016

13^{ème} Semaine du Son 2016

Du lundi 18 au dimanche 24 janvier 2016 à Paris et jusqu'au dimanche 7 février partout en France.

La Semaine du Son sensibilise le public et tous les acteurs de la société à l'importance des sons et de la qualité de notre environnement sonore. Ses conférences, débats, ateliers, événements sonores, concerts, projections, actions pédagogiques, sont accessibles à tous gratuitement.

<http://www.lasemaineduson.org/>



18^{èmes} Assises d'ORL

Du 26 au 30 janvier 2016

Au cours de ces trois journées, que vous soyez libéraux ou hospitaliers, en France ou dans les pays francophones, vous apprécierez, la variété et la qualité des nombreux COURS INTENSIFS, des ATELIERS PRATIQUES et NUMÉRIQUES proposés, la richesse des DEBATS INTERACTIFS avec VOTE et AVIS d'EXPERTS, et les démonstrations CHIRURGICALES en DIRECT, toutes sessions qu'assurent un panel d'orateurs et d'opérateurs dont l'expérience et les qualités pédagogiques sont connues et appréciées de tous.

<http://www.assises-ork.fr/>

Les 4^{ème} Assises d'audioprothèse

Jeudi 28 et Vendredi 29 janvier 2016

Dans le cadre de ces 18^{èmes} Assises, se tiendront les 3^{èmes} Assises d'audioprothèse. Elles sont organisées sous l'égide de l'Unsaf, du Collège National d'Audioprothèse et du Syndicat National des Entreprises de l'Audition (Synea).

MARS - AVRIL 2016

Congrès national des audioprothésistes

18, 19 et 20 mars 2016 au CNIT - Paris La Défense

<http://www.unsaf.org/site/>



3^{ème} Forum ORL

Le 8 avril 2016 Espace St-Martin 199, bis rue St Martin 75003 Paris

<http://forum-ork.org/>





AUDITION BALET

www.auditionbalet.fr

Laboratoire d'audioprothèse indépendant recherche Audioprothésiste Diplômé(e) d'Etat

- Responsable de deux centres en Dordogne (limites Gironde)
- Poste en C.D.I. 35H sur 4 jours (39H possible)
- Formation interne assurée, techniciens sur place



Contact : Charlotte BALET - 06.32.84.17.56

Ouest audition
solutions auditives

AUDIOPROTHÉSISTE 44

DESCRIPTION : Solidement implanté à Nantes et son agglomération depuis plus de 15 ans, le groupe OuestAudition dirigé par Yves Lasry (Membre du CNA), recherche un audioprothésiste pour un poste à pourvoir prochainement.

Passionnés d'audiologie et constamment formés, nos audioprothésistes ont pour mission d'apporter la meilleure prise en charge possible au patient. Cela passe par un certain nombre de qualités humaines qui doivent s'associer à la maîtrise de tous les outils techniques qui sont à notre disposition.

POUR LES JOINDRE :

oa1.ouest.audition@gmail.com

Victor DARDENNE
Audioprothésiste Amplifon
« Qui à Amplifon pour un accompagnement professionnel tant sur le plan technique que commercial »

Céline ELMALEH
Audioprothésiste Amplifon
« Qui à Amplifon pour le développement de ses réseaux spécialisés »

Thibault DÉAL
Audioprothésiste Amplifon
« Qui à Amplifon pour les outils d'expertise de dernière génération »

**AMPLIFON RECRUTE
DES AUDIOPROTHÉSISTES**

REJOIGNEZ-NOUS PARTOUT EN FRANCE

■ Avignon (84)	■ Rochefort (17)
■ Chartres (28)	■ Guingamp (22)
■ Barbezieux (16)	■ Grenoble (38)
■ Nanterre/Puteaux (92)	■ Melun (77)
■ Troyes (10)	■ Auxerre (89)
■ Limoges (87)	■ Itinérant France

N'hésitez pas à postuler sur notre site internet, Espace Recrutement : www.amplifon.fr ou à contacter **Catherine BOITEUX** au **06 21 33 17 51**

Audioprothésistes indépendants, vous avez créé et développé votre entreprise, vous envisagez peut-être de céder votre/vos centre(s) auditif(s) ?
Rencontrons-nous pour en discuter en toute confidentialité et apprendre à mieux nous connaître.
Contactez **Bernard Jacquier** au **06 72 88 32 53**
bernard.jacquier@amplifon.com



BOURGUIGNONNE

SERVICES DE SOINS
ET D'ACCOMPAGNEMENT
MUTUALISTES

Des services en toute confiance
www.bourgogne-sante-services.com



La Mutualité Française Bourguignonne recherche pour ses centres AUDITION MUTUALISTE de Quetigny - Beaune - Auxonne (département 21) : un **AUDIOPROTHÉSISTE D.E**

- CDI - TEMPS PLEIN - STATUT CADRE
- Poste à pourvoir immédiatement
- Rémunération fixe + pourcentage + voiture de fonction
- Avantages sociaux (mutuelle, titre repas, CE, aide au déménagement...)

Adresser votre candidature :

MUTUALITE FRANCAISE BOURGUIGNONNE - SSAM

Madame Lydie BARD - Directrice du Pôle Santé

16 Boulevard de Sévigné - BP 51749 - 21017 DIJON CEDEX

lydie.bard@mfbsam.fr



**La Mutualité Française Normandie
recherche un audioprothésiste
pour ses centres Audition Mutualiste de**

LISIEUX / TROUVILLE-SUR-MER (14)

- Poste à temps complet (35 heures), possibilité à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Prise de fonction dès que possible.

*Merci d'adresser CV + lettre de motivation au
Siège administratif de la MFN-SSAM
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN
erika.delsahut@mfn-ssam.fr*



**La Mutualité Française Normandie
recherche un audioprothésiste
pour ses centres Audition Mutualiste de**

VIRE/FLERS (14/61)

- Poste à temps complet (35 heures), possibilité à temps partiel
- Débutant ou expérimenté
- Contrat de travail à durée indéterminée
- Prise de fonction dès que possible.

*Merci d'adresser CV + lettre de motivation au
Siège administratif de la MFN-SSAM
16 avenue du 6 Juin - 14 000 CAEN
erika.delsahut@mfn-ssam.fr*

Audition Conseil RECRUTE



Nouveau spot TV Audition Conseil

Audioprothésistes D.E.
postes à pourvoir toutes régions

Merci de nous faire parvenir votre candidature
en précisant la région souhaitée :
o.delatour@auditionconseil.fr

330 centres indépendants en France

■ www.auditionconseil.fr  

Les Cahiers de l'Audition

LA REVUE
DU COLLÈGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24

SIEMENS



Première mondiale !

Directivité binaurale OneMic

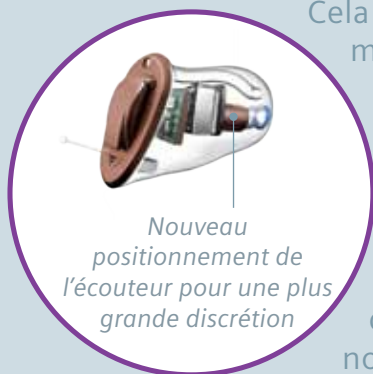
www.bestsound-technology.fr

Redécouvrez l'intra-auriculaire avec Inzio binax !

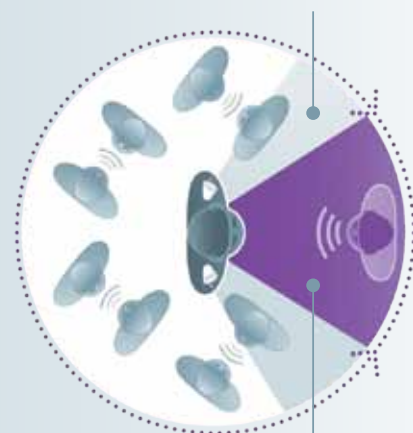
L'innovation que vous attendiez pour une intelligibilité même en environnement bruyant !

Plus performante que jamais, la nouvelle gamme d'intra-auriculaires Inzio™ équipée de la technologie binax™ regroupe aujourd'hui tout ce que les utilisateurs ont toujours souhaité : **un design miniaturisé et une performance maximisée !**

Effet naturel du pavillon et CIC standard



Cela est possible grâce à une première mondiale : **la directivité binaurale OneMic**. Grâce à celle-ci, même les intra-auriculaires équipés d'un seul microphone, comme les petits CICs, peuvent désormais offrir tous les avantages d'une véritable directivité naturelle. Les microphones focalisent vers l'avant et permettent ainsi une meilleure compréhension directionnelle de la parole, notamment dans les situations bruyantes.



Directivité binaurale OneMic

Novembre 2015. Dispositif médical de classe IIa. TUV SUD, CE 0123. Ce dispositif médical est remboursé par les organismes d'assurance maladie. Classe D : Code générique (Base de remboursement) - de 20 ans : 2355084 (1400 €) et + de 20 ans : 2335791 (199.71 €). Pour un bon usage, veuillez consulter le manuel d'utilisation. Sivantos GmbH est titulaire d'une licence de marque de Siemens AG. * La vie sonne brillamment.



Life sounds brilliant.™



MIEUX ENTENDRE MIEUX VIVRE

NOUVELLE
CAMPAGNE
AUTOMNE 2015

**CONTRÔLER SON
POIDS ET RESTER
PHYSIQUEMENT ACTIF
PEUT CONTRIBUER À
RÉDUIRE LE RISQUE
DE PERTE AUDITIVE.**

**LA PERTE AUDITIVE
EST LA TROISIÈME
PATHOLOGIE PHYSIQUE
LA PLUS COURANTE
APRÈS L'ARTHRITE ET
LES PROBLÈMES
CARDIAQUES.**

LA
SANTÉ DE VOS PATIENTS
COMMENCE PAR UNE MEILLEURE
AUDITION

**LA PERTE AUDITIVE
EST DEUX FOIS
PLUS FRÉQUENTE
CHEZ LES PERSONNES
DIABÉTIQUES
QUE CHEZ LES AUTRES.**

**LES AIDES AUDITIVES
PEUVENT RÉDUIRE LES
EFFETS DE DÉMENCE
& DE LA MALADIE
D'ALZHEIMER.**

**Si vous souhaitez communiquer localement sur la thématique
"Mieux entendre, Mieux vivre", n'hésitez pas à contacter
votre Responsable Régional ou notre Service clients au 0800 06 29 53.**

Découvrez cette campagne en vidéo sur www.youtube.com/starkeyfrance

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc
94046 CRETEIL CEDEX - N° vert 0800 06 29 53

www.starkeyfrancepro.com
www.starkey.fr



SOURCES : The National Institutes of Health (NIH) • National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD) • National Council on Aging (NCOA) • Sergei Kochkin, Ph.D. The Impact of Treated Hearing Loss on Quality of Life - Better Hearing Institute, Washington, DC. www.betterhearing.org/Hearingpedia • Frank Lin, M.D. (2014) Hearing Loss Linked to Accelerated Brain Tissue Loss. • Johns Hopkins Medicine News Release. Date de parution : 22 janvier 2014 • Ha-Sheng Li-Korotky, Au.D., Ph.D., M.D. (2012) Age-Related Hearing Loss: Quality of Care for Quality of Life. The Gerontologist, Volume 52, Issue 2 Pp. 265-271 • Karen J. Cruickshanks, PhD; Ronald Klein, MD; Barbara E. K. Klein, MD; Terry L. Wiley, PhD; David M. Nondahl, MS; Ted S. Tweed, MS. (1998) Cigarette Smoking and Hearing Loss: The Epidemiology of Hearing Loss Study. JAMA. 1998;279(21):1715-1719. doi:10.1001/jama.279.21.1715 • Hull RH, Kerschen SR. (2010) The influence of cardiovascular health on peripheral and central auditory function in adults: a research review. Am J Audiol. 2010 Jun;19(1):9-16. doi: 10.1044/1059-0889(2010)08-0040). • De Moraes Marchiori LL, de Almeida Rego Filho E, Matsuo T (2006) Hypertension As a Factor Associated with Hearing Loss. Braz J Otorhinolaryngol. Jul-Aug;72(4):533-40. • Babich, M., Hoffmeister, D. & Doughty, A. (2009). Osteoporosis and Conductive Hearing Loss: A Novel Model of Clinical Correlation. Article no 148 de PHILLICA.COM. • American Tinnitus Association, ATA.org • www.mayoclinic.com/health/tinnitus/DS00365 • INSERM U 897 épidémiologie et neurophysiologie du vieillissement, cérébral Cohorte PAQUID [personnes âgées QUID] 3777 personnes de plus de 65 ans, suivis depuis 1988. • "Perte d'audition et déclin cognitif chez le sujet âgé : approche épidémiologique" (2015) Hélène Amiéva - Professeur de Psychogérontologie et Chercheur à l'INSERM U897 - Bordeaux